

## 明 細 書

## 可変波長光発生装置及び光干渉トモグラフィ装置

## 5 技術分野

この発明は、光干渉トモグラフィ用の可変波長光発生装置及び光干渉トモグラフィ装置に関するものである。

また、歯の光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置及び歯の光干渉トモグラフィ装置に関し、歯の断層画像を得て、歯の特性を検査する虫歯検知装置に適用  
10 すると極めて有効なものである。

また、光干渉トモグラフィ装置及びこれに用いる可変波長光発生装置に関するものである。特に、生体や塗装面等各種構造物の断層像を光の干渉現象を利用して測定する装置及びその光源として用いる可変波長光発生装置に関するものである。

15

## 背景技術

## 《A》可変波長光発生装置及び光干渉トモグラフィ装置

## (1) 光干渉トモグラフィ (OCT)

低コヒーレント光を利用した光干渉トモグラフィ (Optical Coherence  
20 Tomography: OCT) は、生体の表面近傍の断層像を数十  $\mu\text{m}$  程度の分解能で観察可能にする新しい医療計測技術である。OCT は既に眼組織の臨床観察で実用化されており、眼組織の病変 (例えば、網膜はく離) の断層観察を顕微鏡的精度で可能にしてい

る(例えば、非特許文献1参照)。この技術の臨床応用は緒についたばかりであるが、内視鏡と組み合わせた生体内部の断層観察への展開等、今後の発展が期待されている。

現時点で実用化されている OCT は、オプティカル・コヒーレンス・ドメイン (5 OCSR : Optical Coherence Domain Reflectometry)-OCT と呼ばれる、機械的走査を必要とする測定技術である。一方、機械的走査を必要としないフリーケンシ・ドメイン (FD : Frequency Domain)-OCT やオプティカル・フリーケンシ・ドメイン・リフレクトメトリ (OFDR : Optical Frequency Domain Reflectometry)-OCT と呼ばれる技術が、最近研究され始めている。以下、それぞれの技術について説明す  
10 る。なお、以前の文献では、OFDR-OCT と呼ばれたこともあるが、最近の文献では FD-OCT と呼ばれているので、以後の記載においては、この最近の呼称である FD-OCT を用いることもある。一方、本発明による OCT も、光の周波数領域における測定という点では FD-OCT と一致する。そこで、以後、本発明による OCT に対して OFDR-OCT との名称を用い、FD-OCT と区別することとする。

## 15 (2) OCSR-OCT

OCSR-OCT の測定原理は、図7に示すように試料(例えば、生体)1に測定光2を照射しその光が試料1の内部の組織境界面3で反射又は後方散乱され、再び試料1の外に出射するまでに通過する光路長を、低コヒーレント光源を光源とするマイケルソン干渉計によって測定するものである。以後、反射又は後方散乱と記すべきところを簡単のために、単に反射と呼ぶこともある。  
20

試料1に入射した光2は、組織境界面3の屈折率変化によってその一部が反射され、試料1の外に再出射される。この再出射された光4が通過して来た光路長を測定

することにより、試料1の内部の深さ方向の構造を知ることができる。ここで、深さの基準点である試料1の表面の位置は、表面反射光によって与えられる。従って、測定光2の入射位置を試料1の表面に対して走査することにより、試料1の内部の断面像や三次元像を得ることができる。

- 5 図8は、OCDR-OCT 装置の概略図である。図8に示すように、光源5としては通常スーパー・ルミネッセンス・ダイオード（以下「SLD」ということもある。）が用いられ、その放出光はマイケルソン干渉計6に入射される。この光はビームスプリッタ7によって分割され、一方は細いビーム状に収束され試料1に照射させる。分割されたもう一方の光は、参照光ミラー8に照射される。それぞれの光は、試料1および参照光ミラー8によって反射されビームスプリッタ7によって合波された後、光  
10 検出器9に入射する。

- SLD は波長スペクトル幅が約20 nm と広いため、その出射光のコヒーレント長は十数 $\mu\text{m}$  と短い。例えば、中心波長850 nm、波長幅20 nm の SLD 光のコヒーレント長は15 $\mu\text{m}$  である。このため信号光10と参照光11の光路長がこの短いコヒーレント  
15 長の範囲内にある場合にだけ、両者は干渉する。即ち参照光ミラー8を参照光10の光軸方向に走査すると、図9に示すように、光検出器9の出力は信号光10と参照光11の光路長が一致した付近14のみで、コヒーレント長程度の幅を有する干渉パターン15（以下、「コヒーレント干渉波形15」と呼ぶ。）を示す。図9において、縦軸12は光検出器9の出力を、横軸13は参照光ミラー8の移動距離を、それぞれ示して  
20 いる。このコヒーレント干渉波形15の現れる参照光ミラー8の位置から、信号光11の光路長を直接知ることができる。

この方法の分解能は、使用する光源のコヒーレント長で決まり、通常10～15 $\mu\text{m}$

程度である。また、一回の測定に要する時間は、参照光ミラー8の走査に必要な時間で決まり、通常は速くても1秒程度である（例えば、非特許文献1を参照。）。

### (3) FD-OCT

OCDR-OCT には、参照光ミラー8の機械的走査が必須であるため機械的振動の発生が不可避であって、早い速度での走査距離に制限があり、走査速度も制限される。走査速度が制限されるため、測定中は試料（例えば、生体試料）を制止しておかなければならない等の課題がある。このため比較的制止の容易な眼組織の断面観察以外への適用は容易ではない。

参照光ミラー8の走査を不要とする試みとして、図10に示すような、マイケルソン干渉計の出力側にグレーティング21とチャージ・カップルド・デバイス（CCD : charge-coupled device）16を配置し、参照光ミラー8を固定したままで出力光の分光特性を CCD 16で測定し、その結果からコヒーレント干渉波形を計算・構築する、周波数領域 FD-OCT が提案されている（例えば、非特許文献2を参照。）。

FD-OCT の原理は以下のようなものである。まず、横長に集光した測定光18を試料1の表面17に照射する一方、参照光ミラー8により参照光をビームスプリッタ7に戻す。この様な状態で、信号光10と参照光11を合波して CCD 16画面上に結像させる。この時 CCD 16面上には、フリンジ（空間的な干渉模様）が発生する。フリンジの強度を観測し計算機でそのパターンをフーリエ変換してコヒーレント干渉波形を構築する。なお、測定光等の集束/結像は、 $x'$  軸方向のみに集光する2つのシリンドリカルレンズ19と  $y'$  軸方向にのみ集光する1つのシリンドリカルレンズ20によって行われる。

FD-OCT では参照光ミラー8の移動が不要なため測定時間が短く、150 msec 程度

の短時間観測の例も報告されている。しかしながら、この方法には、以下のような問題点もある。

(問題点1) 水平方向の分解能が低い(水平分解能;  $100\ \mu\text{m}$  程度)。

5      スペクトル密度関数を算出する際、試料内部で反射面は一定の深さに広がっていると仮定して計算処理するので、反射面の深さが水平方向 ( $y'$  軸方向) に対して急激に変化する試料では正確なスペクトル密度関数が得られない。従って、試料の表面に水平な方向 ( $y'$  軸方向) での分解能は高くなく、 $100\ \mu\text{m}$  程度の値が報告されるのみである。

(問題点2) 深さ方向の測定範囲が狭い(測定範囲;  $6.0\ \text{mm}$ )。

10      深さ方向の測定可能範囲  $L_m$  は、CCD で検出する各周波数成分に対する実効的なコヒーレント長で決まる。各周波数成分におけるスペクトル幅を  $\Delta f$ 、 $c$  を光速とすると、測定可能範囲  $L_m$  は式(1)で与えられる(非特許文献2中に記載の式による)。ただし、ここで測定範囲と呼んでいるものは、試料の深さ方向に対する測定可能範囲ではなく、試料に照射された光と参照光との光路差によって測定可能範囲  
15      を表したものである。従って、非特許文献2に記載された測定範囲は、試料の深さ方向に対する測定範囲の2倍になっている。

【数1】

$$|L_m| = \frac{c}{\Delta f} \quad \text{----- (1)}$$

FD-OCT では、 $\Delta f$  は周波数軸方向 ( $x$  軸) の CCD のピクセル幅に依存する。コヒーレント長  $34\ \mu\text{m}$  の SLD を光源とし、周波数軸方向のピクセル数が640、ピクセル  
20      間隔が  $13.3\ \mu\text{m}$  の CCD を用いた場合、式(1)より計算される測定範囲は  $9.0\ \text{mm}$  となる(非特許文献2を参照。)。しかし、 $y$  軸上で零から離れるほどビームスプリッタ7

で分割された後の信号光10と参照光11の光路長の差 (optical path difference; OPD) が大きくなる。このため、フリンジ周期が CCD のピクセル幅に近くなるとフリンジの平均化が起こる。その結果、S/Nが低下し、明瞭なコヒーレント干渉波形が構築できる範囲は、OPD が±6.0mm (深さ方向に対しては6.0 mm) の範囲まで  
5 である。

(問題点3)

生体を試料とする測定では、試料に照射できる光の強度が制限される。従って、信号光をいかに効率よく検出するかが重要である。しかし、FD-OCT では信号光は回折格子21を通ってから光検出器(CCD)に入射するので、その一部が回折格子21  
10 によって失われてしまい信号光の検出効率が悪いという問題がある。

(問題点4)

また、CCD を用いた検出の場合、測定可能な強度の桁数を表すダイナミックレンジが約70 dB 以下であり、網膜の測定には適用できるとの報告もあるが、生体の観測には必ずしも十分とはいえない。

15 (問題点5)

更に、測定時間が CCD の速度に制限され、測定の高速化に限界があるという問題点もある。

《B》 歯の OCT 用可変波長光発生装置及び歯の OCT 装置

以下に説明する本発明は、歯の OCT 用可変波長光発生装置及び歯の OCT 装置に  
20 関し、歯の断層画像を得て、歯の特性を検査する虫歯検知装置に適用すると極めて有効なものである。OCT は、生体に対して無侵襲性を有すると共に高分解能を有することから、眼の網膜の断層撮影に利用されるだけでなく、網膜以外の他の器

官の断層撮影にも適用が試みられており（例えば、下記非特許文献 1 等参照）、例えば、歯の特性を検知することが考えられている（例えば、下記非特許文献 5 等参照）。

《C》生体や塗装面等各種構造物の断層像を測定する装置

- 5 OCT 法は、網膜等の断層像の撮影に有効な光学的な断層撮影法である（例えば、非特許文献 7 参照。）。OCT 法は、生体への無侵襲性と高い分解能が注目され、目以外の他の臓器への応用も試みられている（例えば、非特許文献 7 参照）。この測定法の特徴は、深さ方向の空間分解能が高い点にあり、約  $10\mu\text{m}$  程度の分解能を有する測定装置が実用化されている。分解能は光源のスペクトル幅で決まるが、
- 10 実用化されている OCT では、操作の容易性・信頼性・小型軽量性を考慮して半導体発光素子、具体的には近赤外域 SLD を用いるのが一般的である。即ち、実用化された OCT 装置の分解能は、SLD のスペクトル幅によって制限されている。OCT の空間分解能は光源のスペクトル幅に反比例するので、分解能を高くするためには光源のスペクトル幅を広くすれば良い。しかし、SLD のスペクトル幅はその発光層
- 15 等の物理的性質により決まるので、今以上にスペクトル幅を拡大するのは困難である。

この限界を乗り越える試みとして、中心波長の異なる複数の SLD を組み合わせて、実質的に広帯域の光源を実現しようという試みが佐藤等によって提案されている（例えば、非特許文献 8 参照）。

20 【特許文献1】特開平6—53616号公報

【特許文献2】特開平6—61578号公報

【特許文献3】United States Patent 4,896,325

【特許文献 4】特許第 3, 471, 788 号公報

【特許文献 5】特願 2003-335207 号

【非特許文献 1】陳 健培, 「臨床応用へ向けた光コヒーレンストモグラフィによる顕微診断」, オプトロニクス, 株式会社オプトロニクス社, 平成14年7月10  
5 日, 第247号, p. 179-183.

【非特許文献 2】寺村友一、末国雅行、神成文彦 ; Proceeding of 23rd Meeting on Lightwave Sensing Technology, p39.

【非特許文献 3】Handbook of Optical Coherence Tomography (edited by Brett E. Bouma, Guillermo J. Tearney), p. 364-p. 367.

10 【非特許文献 4】吉國 裕三 , 「波長可変レーザの開発動向とそのシステム応用への期待」, 応用物理, 応用物理学会, 2002 年, 第 71 巻, 第 11 号, p.1362-1366.

【非特許文献 5】Edited by Brett E. Bouma et al., Handbook of Optical Coherence Tomography, (USA), Marcel Dekker Inc., 2002, p. 591-612.

15 【非特許文献 6】崔 東学 他, 「SSG-DBR レーザを用いた高速・高分解能 OFDR-OCT」, 第 28 回光学シンポジウム講演予稿集, 社団法人 応用物理学会分科会 日本光学会, 2003 年 6 月 19 日, p. 39-40.

【非特許文献 7】陳 健培, 「臨床応用へ向けた光コヒーレンストモグラフィによる顕微診断」, オプトロニクス, 株式会社オプトロニクス社, 平成 14 年 7 月  
20 10 日, 第 247 号, p. 179-183.

【非特許文献 8】応用光学 2003.2 第 7 頁～第 11 頁 佐藤 学



【非特許文献 9】第 28 回光学シンポジウム予稿集第 39 頁～第 40 頁（2003 年 6 月 19 日発行）

発明が解決しようとする課題

5      《A》可変波長光発生装置及び OCT 装置

眼底測定で OCSR-OCT の実用化が可能であった理由には、測定対象の制止が比較的容易であったということが挙げられる。しかし、生体には消化管のぜん動など制止困難な運動を伴う部分が数多くある。このような部分の観測には、従来の OCT（OCSR-OCT 及び FD-OCT 双方）による断層観察は適していない。

- 10      例えば数 mm/秒の速さで動く部分を OCSR-OCT で観測をする場合、測定時間中（約 1 秒）に観測対象の移動する距離（数 mm）が分解能（十数  $\mu\text{m}$ ）に比べ著しく大きくなるため断層像の撮影は不可能である。

OCSR-OCT に比べ FD-OCT による断層撮影は高速であるが、現在得られている測定時間（150 msec）は上記のような部分の測定にはまだ不十分である。これは、コ

- 15      ヒーレント干渉波形を構築する過程が複雑なため計算機処理に時間がかかるためである。即ち、現在の OCT には、制止困難な生体部分の観測には適したものが無いという課題がある。更に、上記の通り水平方向の分解能が低く又深さ方向の測定範囲も狭いという問題点もある。

- この発明の目的は上記課題を解決し、制止困難な生体部分の断層観察を可能にする OCT 技術を提供することである。また、制止可能な部分の観測に対しても、制止を不要とし生体への負担を無くした断層観察技術を提供することにある。
- 20

《B》歯の OCT 用可変波長光発生装置及び歯の OCT 装置

前述したような従来の OCT 法を利用した OCT 装置では、光源として広帯域のブロードバンドが必要であり、このために、SLD やファイバ増幅器の自然発光光源を用いるため、現状で入手可能な波長領域が  $0.85\mu\text{m}$  か  $1.31\mu\text{m}$  で行われていた

(例えば非特許文献 5 の p. 594 等参照)。しかし、より深い侵達距離を得るため  
5 には、より長い波長での測定が必要となる。そこで、容易に入手可能で、より長い波長領域で発光する光源と、その光源を用いて OCT 計測を可能にする方法が必要とされていた。

また、OCT の信号は、侵達度が深くなればなるほど弱くなり、より深い侵達距離で測定を可能にするためには、測定の感度がより高い OCT の方法を用いる必要が  
10 あった。

また、例えば、歯のエナメル質中の初期虫歯を検知しようとする、エナメル質を構成する微結晶（水酸化リン灰石）が複屈折率を有するため、偏光特性を測定できない装置を用いた断層像では不鮮明になることがあり、従来よりも長い波長領域においてより感度の高い OCT 計測が可能であるとともに、偏光特性の測定  
15 も可能にする断層像撮像用の OCT である必要があった。

また、従来のような強度の測定のみよりも、より正確な診断知見が得られる、構成物質の組成比の測定も可能にする分光可能な OCT が必要とされていた。

また、従来の OCT では、参照光ミラーを機械的に動かさなければならぬため測定速度に制限があり、測定時間中に被測定対象の歯が動いてしまい、断層画像  
20 に歪み（アーティファクト）が生じる問題があった（例えば非特許文献 5 の p. 596 等参照）。このため、上記の性能を実現できるとともに、より速い測定速度の向上も実現できる OCT の方法が必要とされていた。

このようなことから、本発明は、高感度、高速で、組織組成の弁別性を可能にした歯の OCT 用可変波長光発生装置及び歯の OCT 装置を提供することにより、微小な初期虫歯であっても、容易に検知することができる虫歯検知装置を提供し、歯の詳細な検査を可能にすることを目的とする。

## 5 《C》 生体や塗装面等各種構造物の断層像を測定する装置

佐藤等は、(1)発光波長の異なる複数の SLD を合波して構成した光源によれば分解能が向上し、(2)光源の合成によって発生するサイドローブも光源強度、中心波長、波長幅を最適化することによって抑制できると主張している。しかしながら、以下に述べる通り、(1)分解能は必ずしも合成後のスペクトル幅に反比例して狭く  
10 はならず、(2)大きなサイドローブが発生し、(3)しかも合成する光源の数が増えるほどサイドローブの振幅が大きくなることを、合成光源に対する OCT 信号を解析することによって本願発明者は発見した。

図 35 に佐藤等が提案した光源（以下、合成光源）の概略図を、図 36(a)に合成光源を用いた OCT 装置の一例を示す。この OCT 装置は、合成光源 2005、光検出器  
15 2009、参照ミラー 2008 及びビームスプリッタ 2007 を具えている。

式(32)にはこの合成光源 2005 を用いて得られる試料 2001 内部の反射面 2003 からの OCT 信号  $F(x)$  を示す。

【数 2】

$$F(x) = \sqrt{r_r r_s} \sum_{i=1}^N I_i \exp \left[ - \left( \frac{2\sqrt{\ln 2}}{\Delta Z_i} x \right)^2 \right] \cos(4\pi f_{ci} x/C) \quad \cdots \quad (32)$$

20 ここで、 $x$  は参照ミラー 2008 とビームスプリッタ 2007 との光路長  $L_1$  と、反射面 2003 とビームスプリッタ 2007 との光路長  $L_2$  との差 ( $L_1 - L_2$ ) である。 $r_r$  及び  $r_s$  は

それぞれ参照ミラー2008 及び反射面 2003 の光反射率である。 $I_i$ は合成光源 2005 の  $i$  番目の光源の積分強度を表す。 $C$ は光速である。合成光源 2005 は、図 35 に示す通り中心波長の異なる複数の光源 2021、具体的には SLD の出力が光結合器 2022 によって合波されたものである。 $\Delta Z_i$ は  $i$  番目の光源単独によって得られる OCT 5 信号の半値全幅であり、 $f_{ci}$  は  $i$  番目の光源の中心周波数である。

佐藤等の用いた図 36(a)に示す OCT 装置は広帯域光源 2005 を用い、参照ミラー 2008 を速度  $v$  で動かす方法である。この場合  $x$  は測定する時刻  $t$  と  $x=vt$  の関係にあり、式(32)は時間  $t$  の関数として次式で与えられる。

【数 3】

$$F_t(t) = \sqrt{r_r r_s} \sum_{i=1}^N I_i \exp \left[ - \left( \frac{2\sqrt{\ln 2}}{\Delta Z_i} v \right)^2 t^2 \right] \cos \left( \frac{4\pi f_{ci} v}{C} t \right) \cdots (33)$$

このように実際の計測は時間変化する信号を計測するが、以下では計測される結果として位置情報を示す関数  $F(x)$  について述べる。尚、図 36(a)に示す OCT の方法は OCDR-OCT と呼ぶ。式(32)で注視すべき点は、合成光源による OCT 信号は個々の光源による OCT 信号の重ね合わせに過ぎないことである。即ち、上記式 15 (32)で表される合成光源による OCT 信号は、下記式(34)で表される  $i$  番目の光源による OCT 信号を重ね合わせたものである。

【数 4】

$$I_i \exp \left[ - \left( \frac{2\sqrt{\ln 2}}{\Delta Z_i} x \right)^2 \right] \cos (4\pi f_{ci} x / C) \cdots (34)$$

それにも拘わらず OCT 信号の半値幅が狭くなったように見えるのは、式(34)の 20 振動項、

【数 5】

$$\cos(4\pi f_{ci} x/C) \dots\dots\dots (35)$$

が、光源毎に少しずつ異なった周波数を持っているため重ね合わせるとビート信号が発生するからである。

5 このビート信号の振幅の減少によって式(34)の包絡線項

【数 6】

$$\exp\left[-\left(\frac{2\sqrt{\ln 2}}{\Delta Z_i} x\right)^2\right] \dots\dots\dots (36)$$

が変調されるため、 $x=0$  の近傍では OCT 信号の幅が狭くなるようにも見える。しかし、実際は  $x=0$  より離れるに従いビート信号の振幅が一旦元に戻るためサイド

10 ロープ 2031 が発生する (図 37)。サイドロープは、個々の光源 2021 に発生する包絡線と振動を繰り返すビート信号の積によって発生する。従って、大きなサイドロープ 2031 が発生する。

以下、この現象を、具体例に基づいて説明する。光源のスペクトルを表すには、波長  $\lambda$  を用いるより波数  $k (=2\pi/\lambda)$  を用いた方が便利である。合成光源は、中

15 心波数が  $k_1$  及び  $k_2$  で同一のスペクトル幅  $\sigma$  と同一の積分強度  $I$  を持ちスペクトル形状がガウシアン型の光源 1 及び光源 2 によって構成されているとする。従って、合成光源のスペクトル  $S(k)$  は以下のように表される。

【数 7】

$$S(k) = \sum_{i=1}^2 I \frac{1}{\sqrt{\pi}\sigma} \exp\left[-\frac{(k-k_i)^2}{\sigma^2}\right] \dots\dots\dots (37)$$

20 ここで、個々の光源の半値半幅  $w_f$  は以下の通りになっている。

【数 8】

$$W_f = \sigma \sqrt{2 \ln 2} \quad \dots \dots \dots (38)$$

$W_f$ を用いると OCT 信号の半値全幅は次式で与えられる。

$$\Delta Z = (2 \ln 2) / W_f$$

- 5      ここで、光源 1 と光源 2 の中心波数が半値半幅  $W_f$  の 2 倍離れているとすると合成光源のスペクトル形状 2031 は図 38 の様になる。縦軸は個々の光源の積分強度  $I$  で規格化されている。ここでスペクトル 2032 及びスペクトル 2033 は、それぞれ光源 1 及び光源 2 のスペクトルである。

次に、合成光源の OCT 信号  $f(x)$  を、光源 1 及び光源 2 のスペクトル幅  $\sigma$  と波数

- 10    を用いて表すと以下のようなになる。

【数 9】

$$\begin{aligned} f(x) &= \sqrt{r_r r_s} I \cos(2x k_1) e^{-\sigma^2 x^2} + \sqrt{r_r r_s} I \cos(2x k_2) e^{-\sigma^2 x^2} \\ &= \sqrt{r_r r_s} e^{-\sigma^2 x^2} 2 \cos \left[ \frac{k_1 + k_2}{2} 2x \right] \cos \left[ (k_1 - k_2) x \right] \quad \dots \dots \dots (39) \end{aligned}$$

ここで、

【数 10】

$$\cos \left[ \frac{k_1 + k_2}{2} 2x \right] \quad \dots \dots \dots (40)$$

15

は、 $k_1$  (又は  $k_2$ ) と同程度の周期の振動を与える。一方、

【数 11】

$$\cos \left[ (k_1 - k_2) x \right] \quad \dots \dots \dots (41)$$

は、上記振動のビートの包絡線を与える。そして、

【数 1 2】

$$\sqrt{r_r r_s} e^{-\sigma^2 x^2} \quad \dots \dots \dots (42)$$

は、個々の光源の OCT 信号の包絡線を与える。

- 5     図 39 に、式 (40) で表される振動項を除いた合成光源による OCT 信号の包絡線  
       (右半分)を示す。横軸は  $x$  を  $1/\sigma$  で規格化したものであり、縦軸は  $x=0$  の時の  
       値で規格化してある。包絡線 2042 が、上記合成光源によるものである。包絡線  
       2041 は個々の光源の包絡線を、包絡線 2043 は光源を 4 つにした場合の包絡線であ  
       る。尚、光源が 4 つの場合の OCT 信号の式は示さないが、光源が 2 つの場合と同  
 10    様ビート信号が発生する。

- この図からは、OCT 信号の半値幅は確かに光源の数を増やすと減少していくが、  
       その減り方は光源の数に反比例していないことが分かる。即ち、合成光源のスペ  
       クトル幅の増加に反比例しては半値幅が減少しない。具体的には、光源が 2 つの  
       場合の半値幅は光源が 1 つの場合の 0.62 倍、4 つの場合は 0.33 倍にしかならず、  
 15    分解能がスペクトル幅に反比例する場合に期待される 0.5 倍及び 0.25 倍にはなっ  
       ていない。一方、同図には、零を挟んで大きく上下に振動するサイドローブが観  
       察される (OCT 信号が負の値にまで亘るのは、式(39)が干渉成分のみを表しそのバ  
       ックグラウンドとなる参照光と信号光の強度を省略してあるからである。)。そし  
       て、サイドローブの振幅は光源が 2 つの場合より、4 つの場合の方が明らかに大き  
 20    い。

      即ち、合成光源の OCT 信号形状は個々の光源のスペクトル幅によって決定され  
       る包絡線 2041 に拘束されており、一見すると OCT 信号の幅が狭くなったように見

- えてもその狭窄化の程度は緩慢である一方、大きなサイドローブが発生する。従って、合成光源を用いても、実は OCT 像の解像度はあまり改善されないという問題点がある。即ち、合成光源を用いても期待されるほどには分解能は向上しない一方、大きなサイドローブが発生して OCT 像にゴーストが生じてしまう。従って、
- 5 本発明は OCT 装置において OCT 信号の分解能を向上させ、サイドローブの増大を防止することを課題とする。

#### 発明の開示

##### 《A》可変波長光発生装置及び OCT 装置

#### 10 (1) 第 1 の発明

- 第 1 の発明は、光を測定対象に照射し測定対象の内部で発生する反射光又は後方散乱光を検出器で検出することにより、測定対象の断面画像を測定する OCT 装置用の光源として好適に利用できる、波数を階段状に切り替え可能な手段を有する可変波長光発生装置である。この可変波長光発生装置の特徴は、その出力する
- 15 光の波数を階段状にに変化させられる点である。具体的には、波数を少しずつ階段状に漸次変えて出力させること、あるいは波数をランダムに変えて出力させることが可能である点である。

#### (2) 第2の発明

- 第2の発明は、波数の可変範囲の幅が  $4.7 \times 10^{-2} \mu\text{m}^{-1}$  以上且つ出射光の周波数幅が
- 20 13 GHz 以下の可変波長光発生装置であって、  $3.1 \times 10^{-4} \mu\text{m}^{-1}$  以下の波数間隔且つ 530  $\mu\text{s}$  以下の時間間隔で波数を階段状に切り替え可能な手段を有する可変波長光発生装置である。OCT 装置用の光源として、この可変波長光発生装置を用いることによ



って、制止困難な生体部分の断層観察が可能になる。ここで波数とは波長の逆数に $2\pi$ を乗じたものである。

### (3) 第3の発明

第3の発明は、波数の可変範囲の幅が $4.7 \times 10^{-2} \mu m^{-1}$ 以上且つ出射光の周波数幅が  
5 52 GHz 以下の可変波長光発生装置であって、 $12.4 \times 10^{-4} \mu m^{-1}$ 以下の波数間隔且つ  
530  $\mu s$  以下の時間間隔で波数を階段状に切り替え可能な手段を有する可変波長光  
発生装置である。OCT 装置用の光源として、この可変波長光発生装置を用いること  
によって、第2の発明に比べ、測定可能距離は短くなるが、より高速で動く制止困  
難な生体部分の断層観察が可能になる。

#### 10 (イ)「波数を階段状に切り替え可能な手段を有する」ことによる効果

従来の OCT では、SLD が出射する広帯域（低コヒーレント）直流光（CW 光）を  
測定光として用い、OCDR-OCT では干渉パターン（図9）を、FD-OCT ではフリンジ  
22（図11）を測定していた。一方、この発明の構成要件「波数を階段状に切り替  
え可能な手段を有する」によれば、測定に用いる光源の波数を例えば図1(A)のよ  
15 うに少しずつ階段状に変えて、各波数における干渉計の応答を測定することが可  
能になる。この特徴によって、以下に述べる通り断層撮影の高速化と水平方向分  
解能の向上が図られる。また、FD-OCT で問題になっていた回折格子の存在による  
信号光強度の検出率の低下、CCD の性能に起因する不十分なダイナミックレンジ、  
及び CCD の応答速度によって断層撮影速度が律速されるという諸問題が解決され  
20 る。

なお、図1(A)では、波数が波数走査時間に対して漸増しているが、必ずしも漸  
増する必要は無く漸減する場合であっても何ら問題はない。また、必ずしも波数

が漸次変化する必要はなく、測定時間内に所定の波数を総て走査できさえすれば良い。即ち、波数の変化は図1(B)のように不規則なものであっても良い。即ち、階段状とは、波数が時間に対して階段状に漸増する場合だけでなく漸減していく場合も含むものとする。更には、必ずしも波数が漸次変化する必要はなく、測定  
5 時間内に所定の波数を総て走査する不連続的な走査様態すべてを含むものとする。

ここで所定の波数とは、等間隔に並んだ波数の集合であることが望ましいが、必ずしもこれに限られるものではなく、波数間隔が一定でない波数の集合であっても良い。波数間隔が一定ではない場合には、後に第1の実施の形態で述べる断層  
10 像構築のための計算処理に対する一定の修正を必要とするが、この修正は波数走査の態様に応じフーリエ変換に関する知識を基礎として導くことができるものである。以上述べたとおり、波数を階段状に切り替え可能な手段とは、断層像の構築が可能であることを条件に波数間隔及び測定順番を制限するものではない。また、波数の変化は不連続的であることが望ましいが、一定時間特定の波数を保持  
15 できるものであればその変化は連続的であっても良い。このような場合も、「階段状」に含めるものとする。

この発明の測定過程には、OCDR-OCT に必須の参照光ミラーの走査が不要であるため、OCDR-OCT より高速度で測定が可能である。他方、この発明では、各波数における干渉計の出力光強度を束ねた分光特性（図2）からコヒーレント干渉波形を  
20 構築するので、FD-OCT のように強度情報と位相情報の双方を含むスペクトル密度関数を計算処理してコヒーレント干渉波形を構築する必要はない。このためこの発明では、簡単な計算機処理によってコヒーレント干渉波形を構築することがで

きる。また、スペクトル密度関数の算出自体が不要なので、従来の FD-OCT に比べデータ処理が短時間で済み高速測定が可能になる。なお、この発明で用いる計算処理については、第1の実施の形態において説明する。

- また、スペクトル密度関数を算出するために従来型 FD-OCT の水平方向分解能を
- 5 劣化させていた仮定（水平方向で深さ分布が一樣）もこの発明では不要であり、従って水平方向の分解能の劣化は存在しない。

- 即ち、この発明を用いて実施される断層撮影には参照光ミラー走査の様な機械的動作が介在せず、また後述する通りこの発明を用いる断層撮影では簡単な手順でコヒーレント干渉波形が構築可能なので、断層撮影の高速化が可能である。ま
- 10 た、この発明を用いて実施される断層撮影では、従来の FD-OCT の様な水平方向の分解能を劣化させる仮定も存在しないので水平方向分解能の劣化もない。

- 更に、回折格子及び CCD を用いる FD-OCT に特有な問題であった、回折格子の存在による信号光強度の検出効率の低下、CCD の性能に起因する不十分なダイナミックレンジ、及び CCD の応答速度によって断層撮影速度が律速されるという諸問題
- 15 は、回折格子及び CCD を必要としない本発明においては当然解消される。

更に、後述するように、この発明によれば、試料に照射できる光の強度がある最大値で制限されているという条件の下で得られるコヒーレント干渉波形の強度が、OCDR 法に比べて信号強度が約100～1000倍強くなり、FD-OCT 法と比べても十数倍強くなるという効果が奏される。

- 20 なお、この発明に一見類似した OCT としてチャープ OCT が提案されている（非特許文献3、p. 364-367を参照。）。この技術には以下のような問題点があるため実用化されていないので詳細は述べないが、この発明とこの技術との間には以下の

ような相違点がある。

即ち、チャープ OCT は、光源を可変波長光源とする点でこの発明と一致するが、光源の波数を一定速度で掃引する点で異なる。そして、その測定原理から、チャープ OCT に用いられる光源には波数の跳び即ちモードホップが許されないという短所がある。従って、チャープ OCT を実用化すると、広い波数範囲にわたってモードホップフリーな光源を入手することが必要であるが、そのような光源の入手は困難である。このため、この技術は実用化されていない。

これに対して、この発明によれば波数を連続的に変化させる必要はなく、たとえ可変波長光源に多少のモードホップあったとしても、波数の変化は階段状であれば良いので断層像の測定に支障が生じることはない。

#### (ロ) 波数範囲等を限定した効果

この様にこの発明は断層撮影の高速化に適しているが、特に、波数の可変範囲の幅が $4.7 \times 10^{-2} \mu\text{m}^{-1}$ 以上で、且つ出射光の周波数幅が13 GHz 以下の可変波長光発生装置であって、 $3.1 \times 10^{-4} \mu\text{m}^{-1}$ 以下の波数間隔且つ530  $\mu\text{s}$  以下の時間間隔で波数を階段状に切り替え可能な手段を有する可変波長光発生装置に限定して利用することによって、分解能80  $\mu\text{m}$  及び測定範囲10mm を確保しつつ、1 mm/秒以下の速さで動く試料の観察が可能になる。即ち、上記第2の発明によれば、1 mm/秒で動く制止困難な生体部分の観察が可能になる。

更に、波数の可変範囲の幅が $4.7 \times 10^{-2} \mu\text{m}^{-1}$ 以上で且つ出射光の周波数幅が52 GHz 以下の可変波長光発生装置であって、 $12.4 \times 10^{-4} \mu\text{m}^{-1}$ 以下の波数間隔で且つ530  $\mu\text{s}$  以下の時間間隔で、波数を階段状に切り替え可能な手段を有する可変波長光発生装置に限定して利用することによって、分解能80  $\mu\text{m}$  及び測定範囲2.5mm を確保

しつつ、4mm/秒以下の速さで動く試料の観察が可能になる。即ち、上記第3の発明によれば、4mm/秒で動く制止困難な生体部分の観察が可能になる。以下に、これらの効果が奏される理由について述べる。

- 測定中に試料が動くとき試料内部の反射面の位置も一定せず、反射面位置の計測値が不確かになる。試料の動きが激しい場合には位置計測自体が不可能になるが、そこまでに至らない場合であっても、一般に動きのある試料に対する分解能（以下、「動的分解能」という）は静止している試料に対する分解能（以下、「静的分解能」という）より劣る。従って、動的分解能 $80\mu\text{m}$ を得るためには、 $80\mu\text{m}$ の静的分解能をまず確保しておかなければならない。
- 10 この発明の発明者は、後述する第1の実施の形態の原理の節で説明するとおり、静的分解能 $\Delta Z$ は、波数の可変範囲の幅を $W_k$ とすると以下の式(2)によって規定されることを見出した。ただし、測定光を束ねた場合のスペクトル形状は、矩形であるものとする。

【数 1 3】

$$\Delta Z = \frac{3.79}{W_k} \text{ ----- (2)}$$

- 15 この式(2)から動的分解能 $80\mu\text{m}$ を得るための前提として、波数の可変範囲の幅が $4.7 \times 10^{-2} \mu\text{m}^{-1}$ 以上が必要であることが分かる。これは上記第2及び第3の発明の構成要件「波数の可変範囲の幅が $4.7 \times 10^{-2} \mu\text{m}^{-1}$ 以上」に相当する。

- ところで深さ方向の測定範囲は、各波数における測定光のコヒーレント長に依存する。従って、測定範囲は測定光の周波数幅 $\Delta f$ によって制限される。試料の深さ方向に対する測定範囲 $L_m$ と周波数幅 $\Delta f$ （半値全幅）の間には次の式(3)の関係が成り立つので、10 mm の測定範囲を確保するためには出射光の周波数幅が13 GHz
- 20

以下でなければならない。これは、上記第2の発明の構成要件「出射光の周波数幅が13 GHz 以下の可変波長光発生装置であって」に相当する。

- また、出射光の周波数幅が52 GHz 以下に設定することによって、測定範囲2.5 mm を確保することができる。これは、上記第3の発明の構成要件である、出射光の
- 5 周波数幅が52 GHz 以下の可変波長光発生装置を利用することに相当する。

【数 1 4】

$$L_m = \frac{2c \ln 2}{\pi} \frac{1}{\Delta f} \quad \text{----- (3)}$$

なお、この式(3)は、非特許文献3の p. 46の式(22)を変形したものである。

ここで、 $c$ は光速を表す。なお、単一縦モードで発振する半導体 LD では、このような値は容易に達成できる。

- 10 一方、第1の実施の形態で後述するように、試料の深さ方向に対する測定範囲  $L_m$  は測定光の波数間隔  $\Delta k$  によっても制限される。即ち、Nyquist の定理によれば、測定範囲  $L_m$  は次の式(4)によって表される。

【数 1 5】

$$L_m = \frac{\pi}{\Delta k} \quad \text{----- (4)}$$

- この式(4)からは測定範囲10 mm を得るためには、更に波数間隔を  $3.1 \times 10^{-4} \mu\text{m}^{-1}$
- 15 以下に設定しなければならないことが分かる。これは、上記第2の発明の構成要件、 $3.1 \times 10^{-4} \mu\text{m}^{-1}$ 以下の波数間隔に相当する。

また、この式(4)からは測定範囲2.5 mm を得るためには、更に波数間隔を  $12.4 \times 10^{-4} \mu\text{m}^{-1}$ 以下に設定しなければならないことが分かる。これは、上記第3の発明の構成要件、 $12.4 \times 10^{-4} \mu\text{m}^{-1}$ 以下の波数間隔に相当する。

- 20 上記要件の下、波数切り替え時間  $t_h$  を以下に示す通り十分短くすることによつ

て、測定範囲10mm を確保しつつ、1 mm/秒の速さで動く試料を動的分解能 $80\mu\text{m}$  で観察可能になる。波数切り替え時間に要求される条件は、以下の通りである。

- 試料の運動による分解能の劣化を防ごうとするならば、測定時間内に試料の移動する距離が静的分解能以下になるように測定時間 $t_m$ を短くすれば良い。即ち、
- 5 静的分解能以下のブレは許容する。この考え方に立てば、静的分解能を $\Delta Z$ 、試料の移動速度を $v$ とすると、試料の運動による分解能の劣化を防ぐために必要な測定時間 $t_m$ は以下の式(5)で表される。

【数 1 6】

$$t_m \leq \frac{\Delta Z}{v} \quad \text{----- (5)}$$

- ところで、測定に用いる波数の総数は波数範囲 $W_k$ を波数間隔 $\Delta k$ で割ったものなので、測定時間 $t_m$ と波数切り替え時間間隔 $t_h$ との間には次式の関係がある。
- 10

【数 1 7】

$$t_m = \frac{W_k}{\Delta k} \times t_h \quad \text{----- (6)}$$

- 従って、式(5)及び式(6)より試料の移動速度 $v$ が1 mm/s の試料を測定するためには、波数切り替え時間間隔 $t_h$ は $530\mu\text{s}$  以下でなければならないことが分かる。これは、上記第2の発明の構成要件、 $530\mu\text{s}$  以下の時間間隔で波数を階段状に切り替え可能な手段、に相当する。
- 15

また、波数間隔 $\Delta k$ が $12.4 \times 10^{-4} \mu\text{m}^{-1}$ 以下の場合、試料の移動速度 $v$ が4 mm/s の試料を測定するためには、波数切り替え時間間隔 $t_h$ は $530\mu\text{s}$  以下でなければならないことが分かる。これは、上記第3の発明の構成要件、 $530\mu\text{s}$  以下の時間間隔で波数を階段状に切り替え可能な手段、に相当する。

- 20 以上述べたことより明らかな様に、可変波長光発生装置を、波数の可変範囲の

幅が $4.7 \times 10^{-2} \mu\text{m}^{-1}$ 以上且つ出射光の周波数幅が13 GHz 以下の可変波長光発生装置であつて、 $3.1 \times 10^{-4} \mu\text{m}^{-1}$ 以下の波数間隔且つ530  $\mu\text{s}$  以下の時間間隔で波数を階段状に切り替え可能な手段を有する可変波長光発生装置、に限定することによって、分解能80  $\mu\text{m}$  及び測定範囲10 mm を確保しつつ、1 mm/秒の速さで動く試料の観察が可能になる。

また、可変波長光発生装置を、波数の可変範囲の幅が $4.7 \times 10^{-2} \mu\text{m}^{-1}$ 以上且つ出射光の周波数幅が52 GHz 以下の可変波長光発生装置であつて、 $12.4 \times 10^{-4} \mu\text{m}^{-1}$ 以下の波数間隔且つ530  $\mu\text{s}$  以下の時間間隔で波数を階段状に切り替え可能な手段を有する可変波長光発生装置、に限定することによって、分解能80  $\mu\text{m}$  及び測定範囲2.5 mm を確保しつつ、4 mm/秒の速さで動く試料の観察が可能になる。

なお、上記説明では波数走査は一回のみを想定しているが、この様な場合であっても、試料に横長の測定光を照射し CCD を光検出器として用いることによって断層撮影が可能である。また、式(2)及び式(4)は、測定光を束ねた場合のスペクトル形状が矩形の場合に対する厳密な式である。しかし、スペクトル形状をガウシアン形状等別のものに変えても、分解能等は大きくは変わらず得られる効果も矩形の場合とほぼ同じである。

#### (ハ) より好ましい波数範囲等

以上の説明から明らかなように、好ましい波数範囲等は、分解能、測定範囲、測定可能な試料の移動速度が決まれば、式(2)乃至(6)によって自動的に決定される。分解能等の好ましい一例は上述の通りのものであるが、更に好ましい分解能・測定範囲・試料の移動速度は、それぞれで40  $\mu\text{m}$  以下・100 mm 以上・3 mm/s 以下である。最も好ましい値は、それぞれ20  $\mu\text{m}$  以下・1000 mm 以上・9 mm/s 以下で



ある。従って、それぞれの要請に答える波数範囲等は、以下の通りになる。

(a) 試料速度が1 mm/s 以下の場合

試料速度が1 mm/s 以下の場合の波数間隔、周波数幅、可変波数幅、及び波数切り替え時間の組み合わせは以下の通りである。

5 表 1

波数間隔+周波数幅(横欄) v s 可変波数幅(縦欄)	$3.1 \times 10^{-4} \mu\text{m}^{-1}$ 以下 13GHz以下	$3.1 \times 10^{-5} \mu\text{m}^{-1}$ 以下 1.3GHz以下	$3.1 \times 10^{-6} \mu\text{m}^{-1}$ 以下 130MHz以下
$4.7 \times 10^{-2} \mu\text{m}^{-1}$ 以上	530 $\mu\text{s}$ 以下	53.0 $\mu\text{s}$ 以下	5.30 $\mu\text{s}$ 以下
$9.5 \times 10^{-2} \mu\text{m}^{-1}$ 以上	133 $\mu\text{s}$ 以下	13.3 $\mu\text{s}$ 以下	1.33 $\mu\text{s}$ 以下
$1.9 \times 10^{-1} \mu\text{m}^{-1}$ 以上	33.1 $\mu\text{s}$ 以下	3.31 $\mu\text{s}$ 以下	0.331 $\mu\text{s}$ 以下

表1において、横欄は好ましい波数間隔と周波数幅を表し、縦欄は好ましい可変波数幅を表す。

ここで、波数間隔と周波数幅の値、 $3.1 \times 10^{-4} \mu\text{m}^{-1}$ 以下と13 GHz 以下、 $3.1 \times 10^{-5}$   
 10  $\mu\text{m}^{-1}$ 以下と1.3 GHz 以下、 $3.1 \times 10^{-6} \mu\text{m}^{-1}$ 以下と130 MHz 以下は、それぞれ測定範囲、10 mm 以上、100 mm 以上、1000 mm 以上に対応する。また、可変波数幅の値、 $4.7 \times 10^{-2} \mu\text{m}^{-1}$ 以上、 $9.5 \times 10^{-2} \mu\text{m}^{-1}$ 以上、 $1.9 \times 10^{-1} \mu\text{m}^{-1}$ 以上は、分解能、80  $\mu\text{m}$  以下、40  $\mu\text{m}$  以下、20  $\mu\text{m}$  以下に対応する。

ここで、測定範囲が100 mm 以上に対応する場合には、測定範囲が十分に広いの  
 15 で測定点を変えても、参照光ミラーの位置合わせが不要になるという効果も奏される。

尚、波数間隔が一定値以下という表現を用いているが、波数間隔が0  $\mu\text{m}^{-1}$ の

場合は当然含まれない。何故ならば、波数間隔というからには、当然有限の間隔で複数の波数が存在することを前提としているからである。波数間隔が  $0 \mu m^{-1}$  では、波数は一本になってしまう。

(b) 試料速度が  $3 \text{ mm/s}$  以下の場合

- 5 表1中の各波数切り替え時間を3分の1にすれば良い。

(c) 試料速度が  $9 \text{ mm/s}$  以下の場合

表1中の各波数切り替え時間を9分の1にすれば良い。

(d) 一点に集束した測定光を試料表面で走査し断層撮影する場合

- 走査する測定点の数を  $n$  (例えば、 $n=10, 50, 100, 200, 400, 800$ ) 以上とする場合には (a) 乃至 (c) に示した波数切り替え時間を  $n$  分の1以下にすれば良い。
- 10

上述の通り波数走査が一回でも断層像は得られるが、後述する第1の実施の形態のようにマッハツェンダ型干渉計を用いる場合には、測定点の走査も必要である。走査点数としては、10点以上が望ましく、更には50点以上、100点以上、200点

- 15 以上、400点以上、800点以上が好ましい。

以上の例では、波数切替時間を短縮化することにより試料速度の高速化に対処している。試料速度の高速化への対処方法としては、測定範囲を狭めることも有効である。具体的には、表1の最上段に記載した波数間隔 (及ぶ周波数幅) を2倍、4倍とすることによって、表1に記載された波数切替時間で、試料速度が2

20  $\text{mm/s}$  以上及び試料速度が  $4 \text{ mm/s}$  以上の場合に対応できる。

なお、走査する測定点の数を  $n$  (例えば、 $n=10, 50, 100, 200, 400, 800$ ) 以上とする場合には、(a)～(c)に示した波数切替時間を  $n$  分の1以下にすれば良い

点が上述の通りである。

(二) 上記 OCT 用の可変波長光発生装置は、上記 (ロ) 又は (ハ) に記載の「波数の可変範囲の幅」「周波数幅」を有し同じく上記 (ロ) 又は (ハ) に記載の「波数間隔」及び「時間間隔」で階段状に波数を切り替え可能な可変波長発光素子  
5 とその制御回路とで構成されることが好ましい。そして、上記制御回路は、上記「波数の可変範囲の幅」、「周波数幅」、「波数間隔」、及び「時間間隔」で、上記可変波長発光素子の出力光の波数を階段状に切り替え可能なものでなければなら  
ない。

或いは、上記 OCT 用の可変波長光発生装置は、上記 (ロ) 又は (ハ) に記載の  
10 「波数の可変範囲の幅」を有する広帯域発光素子と、上記 (ロ) 又は (ハ) に記載の「波数の可変範囲の幅」「周波数幅」「波数間隔」及び「時間間隔」で、広帯域発光素子の出力光を階段状に抽出可能な可変波長フィルタと、その制御回路であ  
っても良い。

#### (4) 第4の発明

15 上記第1及び第2の発明は、以下の様にも表現することができる。即ち、第1及び第2の発明を別の側面から表現すると、上記課題を解決するための第4の発明は、可変波長光源と、可変波長光源の出力光を第1の光線と第2の光線に分割する手段と、第1の光線を測定対象に照射する手段と、測定対象によって反射又は後方散乱された第1の光線と第2の光線を合波する手段と、合波する手段によって合波され  
20 た出力光の強度を可変波長光源の波数毎に測定する手段と、測定する手段によつて波数毎に得られる出力光の強度の集合から第1の光線が測定対象によって反射された位置を測定対象の深さ方向に対して特定する手段と、を有する OCT 装置の可

変波長光源として使用される可変波長光発生装置であって、分解能が $80\mu\text{m}$ 以下になるように波数の可変範囲の幅を広くし、測定範囲が $10\text{mm}$ 以上になるように出射光の周波数幅及び波数間隔を狭くし、且つ、分解能を速度 $1\text{mm/s}$ で除した第1の値を可変範囲の幅を波数間隔で除した第2の値で除して得られる時間以下の時間間隔で波数を階段状に切り替え可能な手段を有する可変波長光発生装置である。

(5) 第5の発明

上記第1及び第3の発明は、以下の様にも表現することができる。即ち、第1及び第3の発明を別の側面から表現すると、上記課題を解決するための第5の発明は、可変波長光源と、可変波長光源の出力光を第1の光線と第2の光線に分割する手段と、第1の光線を測定対象に照射する手段と、測定対象によって反射又は後方散乱された第1の光線と第2の光線を合波する手段と、合波する手段によって合波された出力光の強度を可変波長光源の波数毎に測定する手段と、測定する手段によって波数毎に得られる出力光の強度の集合から第1の光線が測定対象によって反射された位置と強度を測定対象の深さ方向に対して特定する手段と、を有する OCT 装置の可変波長光源として使用される可変波長光発生装置であって、分解能が $80\mu\text{m}$ 以下になるように波数の可変範囲の幅を広くし、測定範囲が $10\text{mm}$ 以上になるように出射光の周波数幅及び波数間隔を狭くし、且つ、分解能を速度 $1\text{mm/s}$ で除した第1の値を可変範囲の幅を波数間隔で除した第2の値で除して得られる時間以下の時間間隔で波数を階段状に切り替え可能な手段を有する可変波長光発生装置である。

第4の発明において、分解能のより好ましい値は、 $40\mu\text{m}$ 以上又は $20\mu\text{m}$ 以上である。また、測定範囲のより好ましい範囲は、 $100\text{mm}$ 以上又は $1000\text{mm}$ 以上であ

る。更に、分解能を除する速度のより好ましい範囲は、3 mm/s 以下又は9 mm/s 以下である。また、走査する測定点の数を  $n$  (例えば、 $n=10, 50, 100, 200, 400, 800$ ) 以上とする場合には、波数切り替え時間を  $n$  分の1以下にすれば良い。

- 第5の発明において、分解能のより好ましい値は、 $40\ \mu\text{m}$  以上又は $20\ \mu\text{m}$  以上である。また、測定範囲のより好ましい範囲は、5 mm 以上である。更に、分解能を除する速度のより好ましい範囲は、2 mm/s 以下である。また、走査する測定点の数を  $n$  (例えば、 $n=10, 50, 100, 200, 400, 800$ ) 以上とする場合には、波数切り替え時間を  $n$  分の1以下にすれば良い。

#### (6) 第6の発明

- 第 6 の発明の可変波長光発生装置は、可変波長光源と、可変波長光源の出力光を第 1 の光線と第 2 の光線に分割する手段と、第 1 の光線を測定対象に照射する手段と、測定対象によって反射又は後方散乱された第 1 の光線と第 2 の光線を合波する手段と、合波する手段によって合波された出力光の強度を可変波長光源の波数毎に測定する手段と、測定する手段によって波数毎に得られる出力光の強度の集合から第 1 の光線が測定対象によって反射又は後方散乱された位置と強度を測定対象の深さ方向に対して特定する手段と、を有する OCT 装置の可変波長光源として使用される可変波長発生装置であって、分解能が  $80\ \mu\text{m}$  以下になるように波数の可変範囲の幅を広くし、測定範囲が 2.5 mm 以上になるように出射光の周波数幅及び波数間隔を狭くし、且つ、分解能を速度 4 mm/s で除した第 1 の値を可変範囲の幅を波数間隔で除した第 2 の値で除して得られる時間以下の時間間隔で波数を階段状に切り替え可能な手段を有することを特徴とする。

#### (7) 第7の発明

第 7 の発明の可変波長光発生装置は、第 4 乃至第 6 の発明において、上述の第 1 の光線を測定対象に照射する手段が、第 1 の光線の測定対象に対する照射位置を走査可能であり、且つ、上述の特定する手段によって特定された情報と照射位置に関する情報に基づいて、測定対象の断層像を構築する手段を有する OCT 装置に  
5 利用する光源である。第 1 の光線を測定対象に照射する手段及び上述の特定する手段を上述のようにすることによって、測定対象の断層像を効率的に得ることが可能となる。

#### (8) 第8の発明

第 8 の発明の可変波長光発生装置は、第 1 乃至第 7 の発明において、上述の特  
10 定する手段が、上述の出力光の強度と波数からなる実数の組み合わせをフーリエ変換するものであることが特徴である。フーリエ変換の方法には、非常に高速で処理できる高速フーリエ変換 (FFT) の手法が確立されており、実数の組み合わせからなるデータの FFT によって、高速の FD-OCT が実現できる。

#### (9) 第9の発明

15 第 9 の発明の可変波長光発生装置は、第 1 乃至第 8 の発明において、複数の断層像を構築することによって、上述の測定対象の断層像の動画を構築する手段を有することが特徴である。この発明によれば、高速測定が可能となるため、消化器のぜん動や脈動する血管などの断層像の動画の測定が可能となり、医療診断に応用できる。

#### 20 (10) 第10の発明

第10の発明の可変波長光発生装置は、第1乃至第9の発明において、上述の可変波長光発生装置を構成する発光素子が可変波長レーザであることが特徴である。

## (11) 第11の発明

第11の発明の可変波長光発生装置は、上記第1乃至第10の発明の可変波長光発生装置を構成する発光素子として、超周期構造回折格子分布反射型半導体レーザ（特許文献1、特許文献2及び非特許文献4を参照。）を用いることが特徴である。超

5 周期構造回折格子分布型反射半導体レーザは、上記第1の発明の可変波長光発生装置に求められる要件を総て充足している。即ち、可変幅は100 nm ( $\Delta k = 0.261 \mu m^{-1}$ ) を超え、波数の切り替え時間間隔が数 ns 程度の高速応答も可能である。また、連続的な波長変化が可能であり、発振スペクトルの周波数幅は数 MHz である。

## 10 (12) 第12の発明

第12の発明の可変波長光発生装置は、上記第1乃至第10の発明の可変波長光発生装置を構成する発光素子として、サンプルド・グレーティング分布反射型半導体レーザ、を用いることに特徴がある。サンプルド・グレーティング分布反射型半導体レーザは、上記第1の発明の可変波長光発生装置に求められる要件を総て充足

15 している。即ち、可変幅は100 nm ( $\Delta k = 0.261 \mu m^{-1}$ ) を超え、波数の切り替え時間間隔が数 ns 程度の高速応答も可能である。また、連続的な波長変化が可能であり、発振スペクトルの周波数幅は数 MHz である。

## (13) 第13の発明

第13の発明は、第1乃至第12の発明のOCT用の可変波長光発生装置を光源と

20 して用いることが特徴であるOCT装置である。

## (14) 第14の発明

第14の発明は、第1乃至第12の発明の何れか1つの発明によるOCT用の可変波長

光発生装置と、上述の可変波長光発生装置の出力光を第1の光線と第2の光線に分割する手段と、第1の光線を測定対象に照射する手段と、上述の測定対象によって反射又は後方散乱された第1の光線と第2の光線を合波する手段と、上述の合波する手段によって合波された出力光の強度を上述の可変波長光発生装置の波数毎に測定する手段と、この測定する手段によって上述の波数毎に得られる出力光の強度の集合から第1の光線が測定対象によって反射又は後方散乱された位置を上述の測定対象の深さ方向に対して特定する手段と、を有する OCT 装置である。この OCT 装置は、上記第1から第12の発明の可変波長光発生装置を用いているので、上述の通り上記課題を解決することができる。

10 (15) 第15の発明

第 15 の発明は、第 1 乃至第 12 の発明に何れかの可変波長光発生装置と、この可変波長光発生装置の出力光を第 1 の光線と第 2 の光線に分割する手段と、第 1 の光線を測定対象に照射する手段と、測定対象によって反射又は後方散乱された第 1 の光線と第 2 の光線を合波する手段と、合波する手段によって合波された出力光の強度を可変波長光発生装置の波数毎に測定する手段と、測定する手段によって波数毎に得られる出力光の強度の集合から第 1 の光線が測定対象によって反射又は後方散乱された位置と強度を測定対象の深さ方向に対して特定する手段とを有する OCT 装置である。

ここで、可変波長光発生装置の出力光を第 1 の光線と第 2 の光線に分割する手段と、第 1 の光線を測定対象に照射する手段と、測定対象によって反射された第 1 の光線と第 2 の光線を合波する手段としては、種々の干渉計が考えられるが、代表的なものとしてはマイケルソン干渉計とマッハツェンダ型干渉計がある。マッ



ハツェンダ型干渉計を用いると、集光効率がマイケルソン干渉計より高くなる。

(16) 第16の発明

第 16 の発明は、第 14 又は第 15 の発明の OCT 装置において、上述の第 1 の光線を測定対象に照射する手段が第 1 の光線の照射位置を走査可能であり、且つ、上述の特定する手段によって特定された情報と照射位置に関する情報に基づいて、測定対象の断層像を構築する手段を有することを特徴とする OCT 装置である。

(17) 第17の発明

第 17 の発明は、上述の特定する手段が、第 14 又は第 16 の発明の OCT 装置において、上述の出力光の強度と波数からなる実数の組合せをフーリエ変換するものであることを特徴とする OCT 装置である。

(18) 第18の発明

第 18 の発明は、第 14 乃至第 17 の発明の OCT 装置において、複数の断層像を構築することによって上述の測定対象の断層像の動画を構築する手段を有することを特徴とする OCT 装置である。

15 (19) 第19の発明

第 19 の発明は、第 1 乃至第 3 の何れか 1 つの発明の可変波長光発生装置と、可変波長光発生装置の出力光を分割することなく試料に導く試料光路と、試料光路の照射光の一部を試料光路に沿ってもどす部分反射機構と、試料光路に沿った試料からの反射光及び後方散乱光と部分反射機構からの反射光とを光検出器に導く光検出光路とを有することを特徴とする OCT 装置である。

この発明の波数を階段状に切り替え可能な光源を用いると、それぞれの波数における光源の可干渉距離（コヒーレント長）は 10 mm 以上を実現できる。この場合、

従来の OCT で用いられているマイケルソン型干渉計やマッハツェンダ型干渉計を用いなくても、試料との距離が可干渉距離よりも短い試料光路上に部分反射ミラーを置き、この部分反射ミラーからの反射光と試料からの反射又は後方散乱光とを干渉させることによって、OCT 装置を実現できる。

- 5      この方法によれば、従来の干渉計を用いる方法と比べ、使用する光学部品の数  
を大幅に減少出来、製造コストを下げる事が出来、装置をより安定化できる。

(20) 第20の発明

- 第 20 の発明は、第 1 乃至第 3 の何れか 1 つの発明の可変波長光発生装置と、可  
変波長光発生装置の出力光を分割することなく試料に導く試料光路と、試料光路  
10      において、所望の偏光特性を持たせて試料光路に沿って一部の光を反射する部分  
反射機構と、試料光路において部分反射機構を透過した光を所望の偏光特性を持  
たせた後試料に照射する試料光偏光特定機構と、試料からの反射光及び後方散乱  
光と部分反射機構からの反射光とを偏光ビームスプリッタに導く光検出光路と、  
偏光ビームスプリッタの 2 つの出力をそれぞれ光検出器とアンプを用いて検出し、  
15      試料の偏光特性を示す断層像を構築するために、アンプの出力データを計算処理  
する手段と、を有すること特徴とする OCT 装置である。

《B》歯の OCT 用可変波長光発生装置及び歯の OCT 装置

(21) 第21の発明

- 前述した課題を解決するための、第 21 の発明に係る歯の OCT 用可変波長光発生  
20      装置は、波長が  $0.9 \sim 5.0 \mu\text{m}$  の範囲内で、しかも波長が階段状に切り替え可能な  
手段を有する、すなわち、波長を  $0.9 \sim 5.0 \mu\text{m}$  の範囲内で階段状に切り替えで  
きることを特徴とする。

## (22) 第22の発明

第22の発明に係る歯のOCT用可変波長光発生装置は、可変波長光発生手段の波長が $0.9\sim 5.0\mu\text{m}$ の範囲内で、波数の可変範囲の幅が $4.7\times 10^{-2}\mu\text{m}^{-1}$ 以上且つ出射光の周波数幅が13GHz以下であって、 $3.1\times 10^{-4}\mu\text{m}^{-1}$ 以下の波数間隔且つ530 $\mu\text{s}$ 以下の時間間隔で波数を階段状に切り替え可能な手段を有する、すなわち、第21の発明において、波数の可変範囲の幅が $4.7\times 10^{-2}\mu\text{m}^{-1}$ 以上であり、出射光の周波数幅が13GHz以下であり、波数間隔が $3.1\times 10^{-4}\mu\text{m}^{-1}$ 以下であり、530 $\mu\text{s}$ 以下の時間間隔で波数を階段状に切り替えできることを特徴とする。

## (23) 第23の発明

第23の発明に係る歯のOCT装置は、光源が、第21又は第22の発明の可変波長光発生装置である、すなわち、第21又は第22の発明の歯のOCT用可変波長光発生装置を可変波長光発生手段として光源に用いていることを特徴とする。

## (24) 第24の発明

第24の発明に係る歯のOCT装置は、光源が、第21又は第22の発明の可変波長光発生装置であって、歯の偏光特性を測る手段を有する、すなわち、第23の発明において、歯の偏光特性を測定する偏光特性測定手段を備えていることを特徴とする。

## (25) 第25の発明

第25の発明に係る歯のOCT装置は、第24の発明において、偏光特性測定手段が、可変波長光発生手段から発生した光の偏光方向を制御して測定光と参照光とに分割する主分割手段と、主分割手段で分割された測定光を口腔内の歯に照射する測定光照射手段と、歯に照射されて反射した信号光を捕捉する信号光捕捉手段

と、信号光捕捉手段で捕捉された信号光を 2 以上の偏光方向成分に分離し、主分割手段で分割された参照光とそれぞれ合波する合波手段と、合波された偏光方向の異なる信号の光の強度に基づいて、歯の偏光特性を求める演算制御手段とを備えていることを特徴とする。

5       (26) 第 26 の発明

第 26 の発明に係る歯の OCT 装置は、第 24 又は第 25 の発明のいずれかにおいて、偏光特性測定手段が、可変波長光発生手段から発生した光を測定光と参照光とに分割する主分割手段と、主分割手段で分割された測定光を口腔内の歯に照射する測定光照射手段と、歯に照射されて反射した信号光を捕捉する信号光捕捉手段と、  
10 信号光捕捉手段で捕捉された信号光と主分割手段で分割された参照光とを合波する合波手段と、可変波長光発生手段から発生させる光を目的とする波長領域となるように当該可変波長光発生手段を制御すると共に、当該可変波長光発生手段から発生させた光の波長領域及び合波手段で合波された光の強度に基づいて、歯の特性を求める演算制御手段を具えると共に、演算制御手段が、異なる複数の波長  
15 領域の光を発生させるように可変波長光発生手段を制御すると共に、合波手段で合波された光の強度を波長領域ごとに求めることにより歯の特性を求めるものであることを特徴とする。

(27) 第 27 の発明

第 27 の発明に係る歯の OCT 装置は、可変波長光発生手段と、可変波長光発生手  
20 段から発生した光を測定光と参照光とに分割する主分割手段と、主分割手段で分割された測定光を口腔内の歯に照射する測定光照射手段と、歯に照射されて反射した信号光を捕捉する信号光捕捉手段と、信号光捕捉手段で捕捉された信号光と

- 主分割手段で分割された参照光とを合波する合波手段と、可変波長光発生手段から発生させる光を目的とする波長領域となるように当該可変波長光発生手段を制御すると共に、当該可変波長光発生手段から発生させた光の波長領域及び合波手段で合波された光の強度に基づいて、歯の特性を求める演算制御手段とを具える
- 5 と共に、演算制御手段が、異なる複数の波長領域の光を発生させるように可変波長光発生手段を制御すると共に、合波手段で合波された光の強度を波長領域ごとに求めることにより歯の特性を求めるものであることを特徴とする。

(28) 第 28 の発明

- 第 28 の発明に係る歯の OCT 装置は、第 26 又は第 27 の発明において、演算制御
- 10 手段が、合波手段で合波された光の強度を波長領域ごとに求めることにより歯の光吸収係数を求め、当該光吸収係数に基づいて当該歯の特性を求めるものであることを特徴とする。

(29) 第 29 の発明

- 第 29 の発明に係る歯の OCT 装置は、第 28 の発明において、演算制御手段が、
- 15 光吸収係数に基づいて、歯のエナメル質又は象牙質の組成物の単位体積当たりの存在量を求めるものであることを特徴とする。

(30) 第 30 の発明

- 第 30 の発明に係る歯の OCT 装置は、第 29 の発明において、演算制御手段が、光吸収係数に基づいて、さらに、歯のエナメル質又は象牙質の単位体積当たりの
- 20 水分の存在量を求めるものであることを特徴とする。

(31) 第 31 の発明

第 31 の発明に係る歯の OCT 装置は、第 23 から第 30 の発明のいずれかにおいて、可変波長光発生手段が、可変波長半導体レーザ光発生装置であることを特徴とする。

(32) 第 32 の発明

5 第 32 の発明に係る歯の OCT 装置は、可変波長光発生手段と、可変波長光発生手段から発生した光を測定光と参照光とに分割する主分割手段と、主分割手段で分割された測定光を口腔内の歯に照射する測定光照射手段と、歯に照射されて反射した信号光を捕捉する信号光捕捉手段と、信号光捕捉手段で捕捉された信号光と主分割手段で分割された参照光とを合波する合波手段と、可変波長光発生手段か  
10 ら発生させる光を目的とする波長領域となるように当該可変波長光発生手段を制御すると共に、当該可変波長光発生手段から発生させた光の波長領域及び合波手段で合波された光の強度に基づいて、歯の特性を求める演算制御手段を具えると共に、可変波長光発生手段が、可変波長半導体レーザ光発生装置であることを特徴とする。

15 (33) 第 33 の発明

第 33 の発明に係る歯の OCT 装置は、第 27 又は第 32 の発明において、可変波長光発生手段が、 $1.2 \sim 5.0 \mu\text{m}$  の間の波長範囲の光を発生させるものであることを特徴とする。

(34) 第 34 の発明

20 第 34 の発明に係る歯の OCT 装置は、第 33 の発明において、可変波長光発生手段が、 $1.2 \sim 5.0 \mu\text{m}$  以内で  $1.3 \sim 1.6 \mu\text{m}$  よりも広い波長範囲の光を発生させるものであることを特徴とする。

## (35) 第35の発明

第35の発明に係る歯のOCT装置は、第33又は第34の発明において、主分割手段と合波手段とが兼用された主分割・合波手段であることを特徴とする。

## (36) 第36の発明

- 5 第36の発明に係る歯のOCT装置は、第33から第35の発明のいずれかにおいて、測定光照射手段と信号光捕捉手段とが兼用された照射・捕捉手段であることを特徴とする。

## (37) 第37の発明

- 10 第37の発明に係る歯のOCT装置は、第36の発明において、照射・捕捉手段が、可撓性を有すると共に少なくとも先端側で光透過性を有する外筒と、外筒の内部に周方向に回転できるように配設されて先端側に測定光及び信号光の入出光窓を形成された可撓性を有する内筒と、内筒の内部に配設されて、測定光及び信号光を案内する光ファイバと、内筒の内部の先端側に設けられて光ファイバの先端側と当該内筒の入出光窓との間を光学的に連絡する連絡手段とを有するプローブを  
15 備えていることを特徴とする。

## (38) 第38の発明

第38の発明に係る歯のOCT装置は、第37の発明において、プローブが、外筒の先端側に目視確認用の観察ミラーを有していることを特徴とする。

## (39) 第39の発明

- 20 第39の発明に係るOCT装置は、光の波数を階段状に切り替え可能な可変波長光発生装置を具え、この可変波長光発生装置が発生する光を測定対象に照射し測定対象の内部で発生する反射光又は後方散乱光を検出器で検出することにより、測

定対象の深さ方向の構造を測定する OCT 装置において、測定対象が生体組織であることを特徴とする。

(40) 第 40 の発明

- 第 40 の発明に係る人体を構成する組織の診断方法は、第 1 の発明乃至第 12 の
- 5 発明のいずれかの可変波長光発生装置が発生する光を、人体を構成する組織に照射するステップと、人体を構成する組織の内部で発生する反射光又は後方散乱光を検出器で検出するステップと、検出器で検出した検出データに基づいて、人体を構成する組織の断面画像を OCT によって生成するステップとを具えることを特徴とする。

10 《C》生体や塗装面等各種構造物の断層像を測定する装置

(41) 第 41 の発明

- 第 41 の発明の光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置は、波数掃引範囲の異なる複数の可変波長光源の出力を合わせて出力する発光部と、可変波長光源を 1
- 15 つずつ掃引することによって個々の可変波長光源の波数掃引範囲を超えた波数掃引を可能にする制御装置とを有してなることを特徴とする。

(42) 第 42 の発明

第 42 の発明の光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置は、第 41 の可変波長光発生装置において、可変波長範囲が波数にして  $0.2 \mu\text{m}^{-1}$  以上であることを特徴とする。

20 (43) 第 43 の発明

第 43 の発明の光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置は、掃引波数の異なる複数の可変波長光源の出力を合わせて出力する発光部と、可変波長光源を 1 つずつ



つ掃引することによって個々の可変波長光源の出力可能波数を互いに補うように波数掃引を可能にする制御装置とを有してなることを特徴とする。

(44) 第44の発明

第44の発明の光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置は、第41乃至第43の  
5 発明の光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置において、この装置において利用される掃引波数の異なる複数の可変波長光源が、波数を階段状に切り替え可能であることを特徴とする。

(45) 第45の発明

第45の発明の光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置は、第41乃至第44の  
10 発明のいずれかの光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置において、発光部が光スイッチを備え、光スイッチによって出力を合わせて出力することを特徴とする。

(46) 第46の発明

第46の発明の光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置は、第41乃至第45の  
15 発明のいずれかの光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置において、可変波長光源が可変波長半導体レーザからなることを特徴とする。

(47) 第47の発明

第47の発明の光干渉トモグラフィ装置は、可変波長光発生装置と、可変波長光  
発生装置の出力光を測定光と参照光に分割する手段と、測定光を測定対象に照射  
20 すると共に、測定光が前記測定対象によって反射又は後方散乱された信号光を捕捉する手段と、信号光と参照光とを合波する手段と、合波する手段によって合波された出力光の強度を可変波長光発生装置の波数毎に測定する手段と、測定する

手段によって波数毎に計測された合波された出力光の強度の集合から測定光が測定対象によって反射又は後方散乱された位置と反射又は後方散乱強度とを測定対象の奥行き方向に対して特定する手段とを有する光干渉トモグラフィ装置である。そして、可変波長光発生装置が、第 41 乃至第 46 の発明の可変波長光発生装置で

5 あることを特徴とする。

(48) 第 48 の発明

第 48 の発明の光干渉トモグラフィ装置は、第 47 の発明の光干渉トモグラフィ装置において、分割する手段と合波する手段が、同一の手段であることを特徴とする。

10 (49) 第 49 の発明

第 49 の発明の光干渉トモグラフィ装置は、第 47 又は第 48 の発明の光干渉トモグラフィ装置において、反射又は後方散乱された信号光を捕捉する手段に代えて、測定光を測定対象に照射する手段と、測定光が測定対象によって反射又は後方散乱された信号光を捕捉する手段と、を有することを特徴とする。

15 (50) 第 50 の発明

第 50 の発明の光干渉トモグラフィ装置は、第 47 乃至第 49 のいずれかの発明の光干渉トモグラフィ装置において、特定する手段が、出力光の強度と波数からなる実数の組み合わせをフーリエ変換するものであることを特徴とする。

(51) 第 51 の発明

20 第 51 の発明の光干渉トモグラフィ装置は、第 41 乃至第 46 の発明のいずれかの可変波長光発生装置を用いたことを特徴とする。

(52) 第 52 の発明

第 52 の発明の光干渉トモグラフィ装置は、第 47 乃至第 50 の発明のいずれかの光干渉トモグラフィ装置において、特定する手段が、可変波長光発生装置の出力光の波数に対する強度の変動を補正するものであることを特徴とする。

(5 3) 第 53 の発明

- 5 第 53 の発明の光干渉トモグラフィ装置は、第 47 乃至第 50 又は第 52 のいずれかの発明の光干渉トモグラフィ装置において、特定する手段が、出力光の強度を、窓関数を使って補正することを特徴とする。

(5 4) 第 54 の発明

- 10 第 54 の発明の光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置は、周波数掃引範囲又は掃引波数の異なる複数の可変波長光源の出力を合わせて出力することを特徴とする。

(5 5) 第 55 の発明

- 15 第 55 の発明の光干渉トモグラフィ装置は、第 47 乃至第 50 の発明のいずれかの光干渉トモグラフィ装置において、特定する手段が、合波された出力光の強度と前記波数からなる実数の組み合わせをフーリエ変換するものであることを特徴とする。

(5 6) 第 56 の発明

- 20 第 56 の発明の光干渉トモグラフィ装置は、第 55 の発明の光干渉トモグラフィ装置において、特定する手段が、可変波長光発生装置の出力光の波数に対する強度の変動の影響を無くす様に合波された出力光の強度を補正するものであることを特徴とする。

(5 7) 第 57 の発明

第 57 の発明の光干渉トモグラフィ装置は、第 56 の発明の光干渉トモグラフィ装置において、補正が、光干渉トモグラフィ装置の測定時に、波数を切替える毎に可変波長光発生装置の出力光の強度を逐次測定して得た値の逆数又は逆数に比例する数値を、合波された出力光の強度に乗ずるものであることを特徴とする。

5 (58) 第 58 の発明

第 58 の発明の光干渉トモグラフィ装置は、第 56 の発明の光干渉トモグラフィ装置において、補正が、可変波長光発生装置の出力光の強度を波数毎に予め測定して得た値の逆数又は逆数に比例する数値を、合波された出力光の強度に乗ずるものであることを特徴とする。

10 (59) 第 59 の発明

第 59 の発明の光干渉トモグラフィ装置は、第 55 乃至第 58 のいずれかの発明の光干渉トモグラフィ装置において、特定する手段が、可変波長光発生装置の出力光の波数に対する強度の変動の影響を無くす様に補正された合波された出力光の強度又は合波された出力光の強度を窓関数を使って修正することを特徴とする。

15 (60) 第 60 の発明

第 60 の発明の光干渉トモグラフィ装置は、第 55 の発明の光干渉トモグラフィ装置において、特定する手段が、可変波長光発生装置の出力光の波数に対する強度分布が、所望の窓関数と一致する場合に得られる測定結果と同じ測定結果が得られるように、合波された出力光を補正することを特徴とする。

20

発明の効果

《A》可変波長光発生装置及び OCT 装置

この発明は、可変波長光発生装置を、超高速で波長を切り替えることが可能な光源（例えば、半導体レーザ）を具えることによって構成できることに着目し、この可変波長光発生装置を用いた波数の走査によって、コヒーレント干渉波形を構築することにより、従来の OCT では困難であった制止困難な生体部分の断層観察を可能にした。また、制止可能な部分の観察に対しても、制止を不要とし生体への負担を無くした断層観察が可能にした。この際、可変波数幅・波数間隔・周波数幅を限定することによって、十分な分解能と測定範囲の確保も可能とし、能率的な測定を可能にした。

更に、この発明によれば、消化器のぜん動や脈動する血管などの動きのある部位の断層像も撮影可能なので、これらを連続撮影することによって動画の撮影も可能になる。

従って、この発明は、波数を階段状に走査する新しい OCT 装置及びその光源を発明したものであると同時に、この装置（又は光源）に対して制止困難な生体部分の断層撮影装置（又は光源）としての用途を発明したものといえる。同じく、生命活動によって動く部位に対する断層像の動画撮像装置（又は光源）としての用途を発明したものといえる。

#### 《B》 歯の OCT 用可変波長光発生装置及び歯の OCT 装置

この発明に係る歯の OCT 用可変波長光発生装置及び歯の OCT 装置によれば、より深い侵達距離を得るために必要とされる、従来よりも長い波長領域で発光する光源と、その光源を用いて OCT 計測を可能にする装置が可能となり、さらに、測定の感度が上がるため、より深い侵達距離で測定を可能にできる。

また、偏光特性の測定も可能になる OCT 計測装置であることにより、例えば、エナメル質のように複屈折率を有する歯の組織でも、断層像を鮮明にすることができる。

また、分光可能な OCT 装置であることによって構成物質の組成比の測定も可能になり、従来のような単に強度の測定のための OCT 装置よりも、より正確な診断知見が得られる。

また、従来の OCT 装置よりも速い測定速度を実現した OCT 装置であることによって、測定時間中に被測定対象の歯が動くことによる断層画像の歪み（アーティファクト）は減少させることができる。

よって、本発明に係る虫歯検知装置によれば、微小な初期虫歯であっても、容易に検知することができる。

#### 《C》生体や塗装面等各種構造物の断層像を測定する装置

この発明は、可変波長光源を組み合わせた新規なスイッチ光源と、OFDR-OCT 装置とを組み合わせたものであり、この新規なスイッチ光源によれば合成光源とは異なり複数の光源を用いることによって拡大した光スペクトル幅に反比例して OCT 信号の分解能が向上するという効果が奏される。また、合成光源に見られるような合波によるサイドローブの増大という問題も発生しない。

#### 図面の簡単な説明

図1 (A) は、この発明の OCT 用の可変波長光発生装置において、波数走査時間とともに漸増するように波数を階段状に切り替える様子を示す図であり、図2 (B) は、この発明の OCT 用の可変波長光発生装置において、波数走査時間とともに不規則に波数を階段状に切り替える様子を示す図である。

図2は、各波数における干渉計の出力光強度を束ねた分光特性を示す図である。

図3は、この発明による OCT 装置の構成例を示す図である。

図4は、OCT 装置においてコヒーレント干渉波形を合成した例を示す図である。

図5は、人の爪を測定対象として断層撮影した結果を示す図である。

5 図6は、測定可能範囲の説明図である。

図7は、OCDR-OCT の測定原理である。

図8は、OCDR-OCT 装置の構成図である。

図9は、OCDR-OCT 装置において得られる干渉パターン(コヒーレント干渉波形)を示す図である。

10 図10は、FD-OCT 装置の構成図である。

図11は、FD-OCT 装置において得られるフリンジ(空間的な干渉模様)を示す図である。

図12は、光の光路を分割しない FD-OCT 装置の構成図である。

図13は、光の光路を分割しない FD-OCT において偏光測定を行う装置の構成図である。  
15 ある。

図 14 は、本発明に係る歯の OCT 装置の実施形態(反射強度によって虫歯を検知する場合の一例)の概略構成図である。

図 15 は、図 14 のプローブの概略構成図である。

図 16 は、初期虫歯の説明図である。

20 図 17 は、微小領域における光吸収係数の測定原理の説明図である。

図 18 は、歯の厚さ方向(奥行き方向)の位置と信号光強度との関係を表わすグラフである。

図 19 は、エナメル質及び水の測定光の中心波長と光吸収係数との関係を表わすグラフである。

図 20 は、歯の厚さ方向（奥行き方向）でのエナメル質の組成物と水分との存在量の割合の分布を表わすグラフである。

5 図 21 は、本発明に係る歯の OCT 装置の他の実施形態の概略構成図である。

図 22 は、本発明に係る歯の OCT 装置の他の実施形態のプロープの概略構成図である。

図 23 は、本発明に係る歯の OCT 装置の実施形態（歯の偏光特性を測定する場合の一例）の概略構成図である。

10 図 24 は、抜歯した人の犬歯の FD-OCT 画像である。

図 25 は、可変波長光発生装置から出射する光の波長の走査方法の説明図である。

図 26 は、本発明の第 6 の実施の形態に係る OCT 装置の構成図である。

図 27 は、OCT 装置の光源として用いる可変波長光発生装置の構成を示す図である。

15 図 28 は、OCT 装置の光源として用いる可変波長光発生装置の他の構成を示す図である。

図 29 は、本発明のスイッチ光源（可変波長光発生装置）のスペクトルの一例を示す図である。

図 30 は、スイッチ光源を用いて得られた OCT 信号の一例を示す図である。

20 図 31 は、ガウシアン窓を用いた場合の OCT 信号の結果を示す図である。



図 32 は、本発明のスイッチ光源（可変波長光発生装置）において個々の可変波長光源の出力可能波数を互いに補うように波数掃引をする場合の例を示す図である。

図 33 は、本発明のスイッチ光源（可変波長光発生装置）において個々の可変波長光源の出力可能波数を互いに補うように波数掃引をする場合の他の例を示す図である。

図 34 は、本発明のスイッチ光源（可変波長光発生装置）において個々の可変波長光源の出力可能波数を互いに補うように波数掃引をする場合の他の例を示す図である。

10 図 35 は、従来の合成光源の概略構成を示す図である。

図 36 (a) は、合成光源を用いた OCT 装置の例を示す図、(b) は波長が可変な極めて狭帯域の光源を用いた OCT 装置の例を示す図である。

図 37 は、従来の合成光源を用いた場合の OCT 信号強度（サイドローブの発生）を示す図である。

15 図 38 は、従来の合成光源のスペクトル形状を示す図である。

図 39 は、振動項を除いた従来の合成光源による OCT 信号の包絡線（右半分）を示す図である。

発明を実施するための最良の形態

20 《A》可変波長光発生装置及び OCT 装置

<第1の実施の形態>

図3を参照して、この発明による OCT 装置の一例を説明する。図3に示す OCT 装

- 置は、可変波長光源として可変波長光発生装置31を有している。可変波長光発生装置31は、超周期構造回折格子分布反射型半導体レーザとその制御回路から構成されている。可変波長光発生装置31の可変波長範囲は1533.17～1574.14 nm ( $W_k = 1.07 \times 10^{-1} \mu\text{m}^{-1}$ )、スペクトルの周波数幅は10MHz 以下である。走査速度は1ステップ当たり1  $\mu\text{s}$  であり、400波数の走査を行う。従って、1ステップ当たりの波数幅は  $2.67 \times 10^{-4} \mu\text{m}$  である。走査速度1  $\mu\text{s}/\text{step}$  で400波数の走査を行うので、A スキャン（深さ方向のみについての走査）の計測時間は0.4 ms で、50の A スキャンで B スキャン（A スキャンを繰り返しながら行う水平方向の測定点の走査）を構成すると計測時間は20ms となる。
- 10 式(2)から静的分解能を求めると、 $\Delta Z = 36 \mu\text{m}$  となる。因みに、屈折率1.36の生体中での分解能は26  $\mu\text{m}$  である。屈折率は試料の組成に依存するので、この発明では屈折率の分解能への影響は考慮しないこととした。上記の様に生体の屈折率はそれほど大きくないので、屈折率の影響を無視しても得られる効果はほぼ同じである。たとえ生体試料が1 mm/s で移動したとしても、B スキャンの間に試料の動く距離は20  $\mu\text{m}$  でしかなく、静的分解能36  $\mu\text{m}$  に比べ小さいので動的分解能に劣化は生じない。また、測定範囲は波数間隔により定まり、式(4)から分かるように12 mm である。なお、周波数幅から計算される測定範囲は13 m である（式(3)を参照。）。  
15

- 可変波長光発生装置31から出射された光は、第1のカプラ32により90：10の割合で2分割される。ここで分割された光の一方（分割割合90%）は、第2のカプラ33によって70：30の割合で更に2分割される。そして、ここで分割された光の一方（測定光：分割割合70%）はオプティカルサーキュレータ34によって測定対象であ  
20

る試料37に導かれ、試料37からの信号光45は再びオプティカルサーキュレータ34によって第3のカプラ38に導かれる。第3のカプラ38の他方の光入力口には、第2のカプラ33によって分割された光の他方（参照光：分割割合30%）が導かれ、信号光45と合波される。

- 5 オプティカルサーキュレータ34を利用することによって、マッハツェンダ型の干渉計を構築することができた。断層像を得るための B スキャンは、オプティカルサーキュレータ34と試料37との間に介設された、走査ミラー36によって測定光を試料37の表面で走査することによって実現する。なお、第1、第2及び第3のカプラ32, 33, 38は、方向性結合器によって構成されている。第3のカプラ38の出力は
- 10 、光検出機能を有する第1の差動アンプ39で検出される。

第3のカプラ38は方向性結合器によって構成されているので、第3のカプラ38の2つの出力  $I_{o1}$  及び  $I_{o2}$  は、それぞれ以下の様になる。第1の差動アンプ39は、第3のカプラ38の2つの出力  $I_{o1}$  及び  $I_{o2}$  の差を検出し、その  $\log$  を出力する。式 (7) の最初の式は、光路長差が  $2L$  である場合の干渉パターンを表す良く知られた式である。

- 15 式 (7) の第2の式は、方向性結合器の特性によるものである。

【数 1 8】

$$\left. \begin{aligned} 2I_{o1} &= I_r + I_s + 2\sqrt{I_r I_s} \cos(2Lk_n) \\ 2I_{o2} &= I_r + I_s - 2\sqrt{I_r I_s} \cos(2Lk_n) \end{aligned} \right\} \text{--- (7)}$$

- ここで  $k_n$  は可変波長光発生装置31の出射光の波数、 $I_r$  は参照光46（第2のカプラ33によって分割された光のうち、オプティカルサーキュレータ34によって試料37に導かれず、直接第3のカプラ38に導かれるもの：分割割合30%）の強度、 $I_s$  は試
- 20 料37からの信号光45の強度、 $2L$  は参照光46と信号光45の光路長差（マイケルソン干渉計では、参照光ミラーとビームスプリッタの光路長を  $L_r$ 、試料内部の反射面

とビームスプリッタの光路長を  $L_s$  とした時、 $L = L_s - L_r$  となる。) である。

従って、 $L$  は試料の深さ方向の座標に相当する。また、説明を単純化するため試料37の内部での反射箇所は一箇所のみとし、反射に伴う位相シフトは無視した。

5 因みに、反射に伴う位相シフトは  $\pi$  以内なので光路長の誤差は二分の一波長以下であり無視し得る。

この第1の差動アンプ39の Log 出力信号を第2の差動アンプ40に入力する。第1のカプラ32で分割された光の他方 (分割割合10%) は、光検出器42によって検出された後、Log アンプ43を通して、第2の差動アンプ40に導かれる。第2の差動アンプ40は、入力光強度の変動を補正する割り算を行う。従って、第2の差動アンプ40の  
10 出力は、以下の式(8)で表される (定数項は省略した。)

【数 1 9】

$$\log \left[ \sqrt{\frac{I_s}{I_r} \cos(2Lk_n)} \right] \text{-----} (8)$$

第2の差動アンプ40の出力は、アナログ/デジタル変換機 (図示せず) に入力され、そのデジタル出力は計算機41に導かれ、計算機41で計算処理されてコヒーレント干渉波形が合成される。計算機41は、このコヒーレント干渉波形に基づいて  
15 試料37の断層像を構築する。計算機41は、可変波長光発生装置31及び走査ミラー36の制御も同時に行う。

図4に、コヒーレント干渉波形を合成した例を示す。厚さ  $160 \mu\text{m}$  のカバーガラスを試料37として得られたコヒーレント干渉波形である。2つのピークは、それぞれ試料37の表面及びその裏面からの反射に対応する。

20 この様な装置構成をとることによって、従来困難であった消化器管のように制止困難な器官についても断層撮影が可能になった。そして、この断層像を連続的

に撮影することによって、動画の撮影も可能になる。動画の構築も、計算機41によって行われる。

図5は、人の爪を測定対象として断層撮影した結果を示す図である。爪の表面から厚さ80  $\mu\text{m}$  程度の層が5層識別でき、その後ろに300  $\mu\text{m}$  の厚い層が存在することが分かる。測定に際し指の固定は特段行わなかったが、ブレのない鮮明な像が得られた。

本第1の実施の形態では、マッハツェンダ型干渉計を使用しているので、断層像を得るためには B スキャンが必須である。しかし、集光効率が高く、また測定光を光ファイバで試料近傍まで導くことができるので、操作性に優れている。なお、図3に示すファイバソースカプラ（商品名）35は、いわゆるコリメータであって、オブティカルサーキュレータ34と走査ミラー36との間に介設されており、光ファイバ47から出て広がる測定光を平行光にし、且つ、試料37からの信号光45（平行光）を収束して光ファイバ47に結合する。また、可視光源であるエイミング・ライト・ソース44から出力された可視光も、第2のカプラ33、オブティカルサーキュレータ34、ファイバソースカプラ35及び走査ミラー36を介して試料37へ導かれて照射される。このことによって、測定の前に試料37への測定光の当り具合を目で確認することができる。

可変波長光発生装置31の発光素子としては、超周期構造回折格子分布反射型半導体レーザに限られるものではなく、可変波数幅は狭くなるが分布反射型レーザ（DBR レーザ）を用いることもできる。また、これら以外にも、適用可能な可変波長レーザとして、サンプルド・グレーティング分布反射型半導体レーザと呼ばれるレーザが存在する（例えば、特許文献3に記載の可変波長レーザ）。これらのレ

一ザの波数切換時間は、数 n s まで高速化可能である。

(原理)

コヒーレント干渉波形を得るために行なった計算処理の原理は以下の通りのものである。式(8)の  $\log$  の中の項は、 $I_s/I_r$  の平方根と  $\cos$  の項からなっている。

- 5 ここで、 $I_s/I_r$  は、 $k_n$  依存性が小さいので定数と考えられる。従って、第2の差動アンプ40の出力を計算処理し  $\log$  を外すことによって、 $\cos(2L \cdot k_n)$  に比例した出力  $I_d$  を得ることができる。総ての  $k_n$  に対する出力  $I_d$  を測定し、その値をフーリエ変換して絶対値をとると、 $x=2L$  の位置に鋭いピークを持つ関数を得られる。即ち出力  $I_d$  を、フーリエ変換することによって試料内部の反射面の位置を表す値  $2L$  を得る
- 10 ことができる。以下に、フーリエ変換の絶対値が、 $x=2L$  の位置に鋭いピークを持つ関数であることを示す。出力  $I_d$  のフーリエ変換の  $\cos$  成分  $Y_c(x)$ 、 $\sin$  成分  $Y_s(x)$ 、及び絶対値  $Y_t(x)$  はそれぞれ以下の式(9)、(10)、(11)及び(12)のようになる（比例係数は省略する。以下、同じ。）。

【数 2 0】

$$Y_c(x) = \sum_{n=1}^N \cos(k_n x) \cos(2L k_n) \quad \text{----- (9)}$$

$$Y_s(x) = \sum_{n=1}^N \sin(k_n x) \cos(2L k_n) \quad \text{----- (10)}$$

$$Y_t(x) = \sqrt{Y_c^2(x) + Y_s^2(x)} \quad \text{----- (11)}$$

$$k_n = k_s + \Delta k \cdot n \quad \text{----- (12)}$$

- 15 ここで、 $k_s$  は波数走査範囲の起点を、 $n$  は自然数を、 $N$  は走査する波数の総数を表す。

まず、 $\cos$  成分  $Y_c(x)$  について考える。

数学公式から以下の式(13)、(14)が導かれる。

【数 2 1】

$$\begin{aligned}\cos \alpha \cos \beta &= \frac{1}{2} [\cos(\alpha + \beta) + \cos(\alpha - \beta)] \\ &= \frac{1}{4} [e^{j(\alpha + \beta)} + e^{-j(\alpha + \beta)} + e^{j(\alpha - \beta)} + e^{-j(\alpha - \beta)}] \quad \dots (13)\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\sum_{n=1}^N e^{jn\gamma} &= \frac{e^{j\gamma} - e^{j(N+1)\gamma}}{1 - e^{j\gamma}} \\ &= \frac{e^{j\left(\frac{N+1}{2}\right)\gamma} \frac{e^{j\frac{N}{2}\gamma} - e^{-j\frac{N}{2}\gamma}}{2}}{\frac{e^{j\frac{\gamma}{2}}}{e^{j\frac{\gamma}{2}} - e^{-j\frac{\gamma}{2}}} \frac{2}{2}} \\ &= e^{j\frac{N+1}{2}\gamma} \frac{\sin\left(\frac{N}{2}\gamma\right)}{\sin\left(\frac{1}{2}\gamma\right)} \quad \dots (14)\end{aligned}$$

式(9)を計算する際、式(13)及び式(14)を利用する。なお、 $j$ は虚数単位のことである。まず、式(13)で $\alpha = x \times k_n$ 、 $\beta = 2L \times k_n$ と置き、式(9)に代入する。式(13)は4  
5 つの項からなるが、まず前2項だけについて $\Sigma$ を計算する。 $\Sigma$ の計算には式(14)を用いる。この際、 $\gamma = (x + 2L) \times \Delta k$ と置き、 $j \times (\alpha + \beta) = j \times (x + 2L) \times k_n = j(x + 2L) \times (k_s + \Delta k \cdot n) = j(x + 2L) \times k_s + j(x + 2L) \cdot \Delta k \cdot n = j(x + 2L) \times k_s + j \cdot \gamma \cdot n$ なる関係式を利用する。最後に $\cos(x) = [\exp(jx) + \exp(-jx)]/2$ の関係式を用いると式が簡単になる。後ろ2項についても同様の手順を踏むと以下の式(15)が得  
10 られる。

【数 2 2】

$$\begin{aligned}Y_c(x) &= \frac{1}{2} \cos \left[ \frac{(x + 2L)}{2} \left( k_s + \frac{N+1}{2} \Delta k \right) \right] \frac{\sin \left[ \frac{(x + 2L)}{2} N \Delta k \right]}{\sin \left[ \frac{(x + 2L)}{2} \Delta k \right]} \\ &\quad + \frac{1}{2} \cos \left[ \frac{(x - 2L)}{2} \left( k_s + \frac{N+1}{2} \Delta k \right) \right] \frac{\sin \left[ \frac{(x - 2L)}{2} N \Delta k \right]}{\sin \left[ \frac{(x - 2L)}{2} \Delta k \right]} \\ &\quad \dots (15)\end{aligned}$$

同様にして、sin 成分  $Y_s(x)$  も以下の式(16)の様に導かれる。

【数 2 3】

$$Y_s(x) = \frac{1}{2} \sin \left[ \frac{(x+2L)}{2} \left( k_s + \frac{N+1}{2} \Delta k \right) \right] \frac{\sin \left[ \frac{(x+2L)}{2} N \Delta k \right]}{\sin \left[ \frac{(x+2L)}{2} \Delta k \right]} + \frac{1}{2} \sin \left[ \frac{(x-2L)}{2} \left( k_s + \frac{N+1}{2} \Delta k \right) \right] \frac{\sin \left[ \frac{(x-2L)}{2} N \Delta k \right]}{\sin \left[ \frac{(x-2L)}{2} \Delta k \right]} \quad (16)$$

ここで式(15)及び式(16)ともに以下の式(17)、(18)の項を含むが、これらは  $x=2L$  又は  $x=-2L$  で大きな値を持ちそれ以外では小さな値となる。

【数 2 4】

$$\frac{\sin \left[ \frac{(x+2L)}{2} N \Delta k \right]}{\sin \left[ \frac{(x+2L)}{2} \Delta k \right]} \quad (17)$$

$$\frac{\sin \left[ \frac{(x-2L)}{2} N \Delta k \right]}{\sin \left[ \frac{(x-2L)}{2} \Delta k \right]} \quad (18)$$

一方、それらの項の係数は-1から+1の間で振動する三角関数である。従って、フーリエ変換の絶対値は、 $x=-2L$  の近傍では式(15)及び式(16)から式(17)の項を、 $x=2L$  の近傍では式(15)及び式(16)から式(18)の項を弁別して式(11)に代入すれば近似値が得られる。従って、 $x=2L$  の近傍では、次の式(19)となる。

【数 2 5】

$$Y_t(x) \propto \frac{\sin \left[ \frac{(x-2L)}{2} N \Delta k \right]}{\sin \left[ \frac{(x-2L)}{2} \Delta k \right]} \quad (19)$$



即ち、波数毎に得られる出力光強度の集合から測定対象内部の反射面の位置が特定される。この特定に必要な光強度は各波数に1つなので、従来のFD-OCTに比べ測定時間を短くすることができる。

式(19)は $x$ についての周期関数であり、その周期は式(19)の分母の $\sin$ 関数によって決まる(図6)。Nyquistの定理によれば、測定可能範囲 $L_m$ は以下の式(20)、(21)で表される。

【数26】

$$\frac{2L_m}{2} \cdot \Delta k = \pi \quad \text{----- (20)}$$

即ち、

$$L_m = \frac{\pi}{\Delta k} \quad \text{----- (21)}$$

また、式(19)は、 $x=2L$ で最大値を取りその値は $N$ となる。即ち、この発明によって得られるコヒーレント干渉波形のピーク値は $N$ に比例して増加する。そして、その比例係数は、式(7)及び式(18)より、 $I_r \times I_s$ の平方根の2倍であることが分かる。一方、OCDR-OCTのピークは、参照光と信号光の位相が一致した点で得られることから、参照光強度 $I_r$ 及び信号光強度 $I_s$ の積即ち $I_r \times I_s$ の平方根の2倍であることが分かる。

従って、この発明によって得られるコヒーレント干渉波形のピーク値は、OCDR-OCTのピークの $N$ 倍になるが、 $N$ は測定に用いた波数の総数であり、通常数百～数千になるので、この発明によって得られるコヒーレント干渉波形はOCDR-OCTより数百乃至数千倍大きくなる。

一方、従来のFD-OCTもフーリエ変換を利用するので、コヒーレント干渉波形は測定波数の総数 $N$ に比例しうが、回折格子によって $N$ 分割されるとき、回折格

子の回折効率によって弱められるので、コヒーレント干渉波形は FD-OCT ほどには大きくならない。更に、 $y$  方向に光源からの光を伸張させているのでコヒーレント干渉波形はかえって小さくなってしまう。従って、従来の FD-OCT に対しても、この発明によって得られるコヒーレント干渉波形は大きい。

- 5 また、この発明の装置の分解能も式(19)より導ける。 $\sin(x)$  は  $x=0$  の近傍では  $x$  で近似できるので、 $x=2L$  における式(19)の値は  $N$  であることは明らかである。従って、以下の式(22)を  $x$  について解けば、半値幅即ち分解能  $\Delta Z$  が分かる。なお、式(17)の項の存在によって、 $x=2\pi/\Delta k - 2L$  の位置でも、 $Y_1(x)$  は大きな値をとる。従って、この位置にゴーストが現れる。測定対象の性質上、ゴーストを容易に識別できる場合は問題ないが、そうでない場合には波形間隔を小さくして  $L_m$  を大きくする必要がある。
- 10

【数 2 7】

$$\frac{\sin\left[\frac{X}{2}N\Delta k\right]}{\sin\left[\frac{X}{2}\Delta k\right]} = \frac{N}{2} \quad \text{----- (22)}$$

ここで、以下の近似式(23)を式(22)に代入し、数値解析で式(23)を解くと式(24)が得られる。

- 15      【数 2 8】

$$\sin\left(\frac{X}{2}\Delta k\right) \cong \frac{X}{2}\Delta k \quad \text{----- (23)}$$

$$\frac{X}{2}N\Delta k = 1.89549 \quad \text{----- (24)}$$

この式より分解能に関する式(25)が得られる。

【数 2 9】

$$\Delta Z = X = \frac{2 \times 1.89549}{N\Delta k} = \frac{3.79}{W_k} \quad \text{----- (25)}$$

なお、この分解能は $x$ については半値半幅であるが、試料の深さ方向の座標に相当する $L$ については半値全幅となる。

もし、測定光と参照光の位相差を求めることができたならば、後方散乱（又は反射）された光の情報を完全に把握したことになるので、後方散乱位置（又は反射位置）及びその強度を求めることは容易である。しかし、この発明では、上述した通り、出力光の強度と波数からなる実数の組み合わせをフーリエ変換しているだけである。即ち、測定光と参照光の位相差を測定しなくても、後方散乱位置及びその強度の計測は可能であり、位相差を測定するための複雑な装置構成は必要ないところに特徴がある。

#### 10      <第2の実施の形態>

本第2の実施の形態における OCT 装置の構成は図3と同様である。そして、本第2の実施の形態では、可変波長光発生装置31の可変波長範囲が、1511.74～1588.26 nm ( $\Delta\lambda = 2.0 \times 10^{-1} \mu\text{m}$ ) であり、スペクトルの周波数幅が、10MHz 以下である。走査速度は、1ステップ当たり2ns/step であり、8000波数の走査を行う。従って、一

15      ステップ当たりの波数幅は $2.5 \times 10^{-5} \mu\text{m}$  である。

走査速度2ns/step で8000波数の走査を行うので、A スキャン（深さ方向のみに  
ついての走査）の計測時間は $16 \mu\text{s}$  で、800のAスキャンで B スキャン（A スキャ  
ンを繰り返しながら行う水平方向の測定点の走査）を構成すると計測時間は13ms  
となる。式(2)から静的分解能 $\Delta z$  を求めると、 $\Delta z = 19 \mu\text{m}$  となる。たとえ生体試  
20      料が1mm/s で移動したとしても、B スキャンの間に試料の動く距離は $13 \mu\text{m}$  でしか  
なく静的分解能 $19 \mu\text{m}$  に比べ小さいので動的分解能に劣化は生じない。

また、測定範囲は、波数間隔により定まり、式(4)から分かるように130 mm であ

る。なお、周波数幅から計算される測定範囲は13m である（式(3)を参照。）。測定範囲が130 mm 以上と十分に広くなるので測定点を変えても参照光ミラー位置をその度ごとに調整する必要がなくなる。

- 5 上述の例では、干渉計としてマッハツェンダ干渉計を用いたが図8の従来技術のように、マイケルソン干渉計を用いても良い。即ち、図8の構成において、光源5を上記の可変波長光発生装置31に代えればよい。すなわち、参照光ミラー8の移動は不要である。この場合、図10のように測定光を一軸方向にのみ集束するシリンドリカルレンズ19と CCD 16とを用いることによって、即ち、図10の構成において光源5を上記の可変波長光発生装置31に代えることによって、A スキャンのみによ
- 10 って断層像を得ることもできる。この場合、グレーティング21は不要である。

#### <第3の実施の形態>

- 本第3の実施の形態の OCT 装置では、マイケルソン干渉計とシリンドリカルレンズにより、A スキャンのみによって断層像を得られるように光学系を構成する。即ち、上記のように図10の構成において、光源5を可変波長光発生装置に代えた構成
- 15 とする。グレーティング21は不要である。そして、本第3の実施の形態では、可変波長光発生装置の可変波長範囲は、1511.74~1588.26 nm ( $\Delta\lambda=2.0\times 10^{-1}\mu\text{m}$ )、スペクトルの周波数幅は10 MHz 以下にする。走査速度は1ステップ当たり25 ns/step であり、80000波数の走査を行う。従って、1ステップ当たりの波数幅は $2.5\times 10^{-6}\mu\text{m}$  である。

- 20 走査速度25 ns/step で80000波数の走査を行うので、計測時間（A スキャンの測定時間）は2.0 ms となる。式(2)から静的分解能 $\Delta z$  を求めると、 $\Delta z=19\mu\text{m}$  となる。たとえ生体試料が9 mm/s で移動したとしても、測定時間に試料の動く距離は

18  $\mu\text{m}$  でしかなく静的分解能19  $\mu\text{m}$  に比べ小さいので動的分解能に劣化は生じない。

- また、測定範囲は、波数間隔により定まり、式(4)から分かるように1300 mm である。なお、周波数幅から計算される測定範囲は13 m である (式(3)を参照。)。測定範囲が1300 mm 以上と十分に広くなるので測定点を変えても参照光ミラー位置をその度ごとに調整する必要がなくなる。

- なお、可変波長光発生装置の可変波数幅・波数間隔等について3つだけ例を示したが、可能な可変波数幅・波数間隔等の組み合わせは、これに限られるものではない。課題を解決するための手段の欄に列挙した。組み合わせを用いることによっても、この例と同様又はより大きな効果が奏される。

また、上記 OCT 用の可変波長光発生装置は、SLD やハロゲンランプ等の広帯域発光素子とその出力光を階段状に抽出する可変波長フィルタとその制御回路であっても良い。出力光を階段状に抽出する可変波長フィルタの例としては、特許文献2に記載の導波型ファブリ・ペロー光波長フィルタ、エタロン等がある。

#### 15 <第4の実施の形態>

- この実施の形態に基づく可変波長光発生装置を用いると、式(3)で与えられる光のコヒーレント長を長く出来、式(4)で与えられる測定範囲も長くとれるため、従来の OCT で用いられている、マイケルソン干渉計やマッハツェンダ干渉計を用いることなく、少ない部品構成の光学系で、リフレクトメータ装置やトモグラフィ装置を実施できる。

図12を参照してこの実施の形態の OCT 装置について説明する。図12において、OCT 装置は、可変波長光発生装置31の光を、分割することなくオプティカルサーキ

キュレータ34を用いて試料光路に導く構成となっている。試料光路において、光はオプティカルサーキュレータからの光ファイバ47を通して光ファイバ端を出てファイバソースカプラ35でコリメートされ、走査ミラー36、フォーカシングレンズ51を介して試料37に照射される。

- 5      試料からの反射光と後方散乱光で構成される強度  $I_s$  の光は、試料光路を通して集光され、オプティカルサーキュレータ34によって、光検出光路58に導かれる。試料光路上で、試料の最深部の測定位置からの距離が式(4)の条件で決められる測定範囲にある場所に参照光反射素子50を置き、試料を照射する光の一部を参照光として強度  $I_r$  で試料光路に沿って部分反射する。
- 10      このような構成は、長い測定範囲を実現できるこの実施の形態に基づく可変波長光発生装置を利用することによって可能となる。反射ミラーの反射率は数%程度でよいので、試料光路における試料への照射光、試料からの反射及び散乱光の減少は少なく済む。

- 図12では、参照光反射素子50はファイバソースカプラ35と走査ミラー36に間に  
15      配置しているが、試料光路上で、上記の測定範囲にある位置であればどこでも良い。

- 参照光反射素子50を走査ミラー36と試料37の間に置いた場合は、照射光線の方  
向の変化に対応して、どのような方向の場合でも一定の反射強度が得られるよう  
に反射面を曲面にしても良い。また、部分反射ミラーの変わりに、広げてコリメ  
20      ートされた光線の中に、極めて小さい全反射プリズムを置いても良い。試料光路  
の照射光の一部を試料光路に沿ってもどす部分反射機構のすべてが、この発明の  
技術的範囲に含まれる。

部分反射された光と試料からの反射および散乱光は干渉し、光検出器9で検出される光の強度は式(26)で与えられる。

【数 3 0】

$$I_r + I_s + 2\sqrt{I_r I_s} \cos(2Lk_n) \quad (26)$$

- 5    ここで  $L$  は、部分反射ミラーと測定する試料の位置との距離である。光検出器9の出力はアンプ49で増幅され、波数  $k_n$  ごとに計算機41に記憶される。この式(26)は式(7)と同じ関数形であり、強度の直流成分にあたる  $(I_r + I_s)$  を計算機で引き算した残りの干渉項  $2\sqrt{I_r I_s} \cos(2Lk_n)$  から、試料の深さ方向の反射率を深さの関数として求める処理は、上述の第1の実施の形態で詳述した内容と同じである。

10    <第5の実施の形態>

図13を参照して、図12に示した実施の形態に、試料の偏光特性の断層像を測定可能にする、第5の実施の形態の OCT 装置の説明をする。

- 可変波長光発生装置31の出力光の偏光は、通常直線偏光しているが、直線偏光していない場合は、偏光素子52で直線偏光させてオプティカルサーキュレータ34  
15    に光を導く。オプティカルサーキュレータ34は入力光を試料光路に導き、光ファイバの端面から出た光は、ファイバソースカプラ35で平行光とされる。

ファイバソースカプラ35を出た光の一部は、波長板53と参照光反射素子50で構成される部分反射機構58において、所望の偏光特性を持たせて試料光路に沿って一部の光を参照光として試料光路に沿って反射される。

- 20    所望の偏光特性を得るための方法の一例としては、波長板53として1/4波長板を用い、波長板の軸の方向を入力光の直線偏光の方向に対し22.5度 ( $\pi/8$ ) ラジアン傾ければよい。この場合は部分反射された光は、入力光の偏光方向に対して45

度 ( $\pi/4$ ラジアン) 傾く直線偏光になる。この光を、オプティカルサーキュレータ34を通して光検出光路59に導き、偏光ビームスプリッタ55の軸に対して45度直線偏光方向が傾くように入力すれば、偏光ビームスプリッタ55の2つの偏光方向に対して、参照光強度が同じ値で配分される。

- 5     これと同等の効果は、波長板53を用いないで部分反射ミラーで直線偏光した入力光を部分反射し、その反射光の直線偏光の方向に対して45度軸が傾くように偏光ビームスプリッタ55を配置しても良い。“所望の偏光特性”という幅広い表現を用いたのは、このように、入力光の偏光状態、試料光偏光特定機構の偏光特性、検出に用いる偏光ビームスプリッタとの組み合わせによって、様々な変化をもた
- 10    せ得るからである。

なお、参照光反射素子50と試料37との距離の条件は、上述の実施の形態4に述べたとおりである。

- 参照光反射素子50を透過した照射光は、所望の偏光特性を持たせた後試料に照射する試料光偏光特定機構である、1/4波長板54を通して試料37に照射される。照射光に対する所望の偏光特性として円偏光であることが望ましく、このようにす
- 15    ることが、後の解析が容易になる。しかし、偏光特性が特定されていれば、計算機41の計算処理によって、楕円偏光や直線偏光を含む様々な偏光特性光の試料照射に対して、試料の偏光特性の断層像は構成できる。したがって、この発明の所望の偏光特性を持たせた照射光とは、これらの全てを含むものである。

- 20    試料37から反射及び後方散乱された光は、試料光路に沿って戻り、参照光と一緒にオプティカルサーキュレータ34によって、光検出光路59に導かれ、偏光ビームスプリッタ55によって、直行する2方向の成分の光に分けられ、それぞれ光検出



器9で検出され、アンプ56とアンプ57で増幅され、計算機41に波数 $k_n$ 毎に記憶される。それぞれのアンプの出力強度を $I_{\perp}$ 及び $I_{\parallel}$ と表すと、それらは次式(27)及び(28)で表される。

【数 3 1】

$$I_{\perp} = I_{r\perp} + I_{s\perp} + 2\sqrt{I_{r\perp}I_{s\perp}} \cos(2Lk_n) \quad (27)$$

$$I_{\parallel} = I_{r\parallel} + I_{s\parallel} + 2\sqrt{I_{r\parallel}I_{s\parallel}} \cos(2Lk_n) \quad (28)$$

ここで、 $I_{r\perp}$ と $I_{r\parallel}$ は、偏光ビームスプリッタ55の2つの軸方向に入力する参照光の強度であるが、直線偏光する参照光の軸を偏光ビームスプリッタの軸に対して45度傾けて入射させれば、これらは等しい。これらが等しくない場合でも、計算機41の処理によって補正できる。

円偏光した光を試料に照射した場合、試料の有する偏光特性が等方的であれば、2つの偏光方向の散乱光の $I_{s\perp}$ と $I_{s\parallel}$ とは等しい。試料に非等方的な偏光特性があると、2つの偏光方向の散乱光の $I_{s\perp}$ と $I_{s\parallel}$ との間に差が生じ、この差から試料のもつ偏光特性を決定できる。

15 《B》 歯の OCT 用可変波長光発生装置及び歯の OCT 装置

歯における散乱による光の吸収係数は、エナメル質では波長 632 nm で  $60 \text{ cm}^{-1}$ 、1053 nm で  $15 \text{ cm}^{-1}$  であり、象牙質では 620 nm で  $280 \text{ cm}^{-1}$ 、1053 nm で  $260 \text{ cm}^{-1}$  であることが報告されている。(例えば非特許文献 5 の p. 593 等参照)。散乱による光の吸収係数を減少させるためには、長波長の方が有利である。図 19 にエナメル質と水の光吸収係数の波長依存性を示す。図 19 は、エナメル質 1101 及び水の測定光  $L_m$  の中心波長  $\lambda$  と光吸収係数との関係を表わすグラフである。エナメル質は、光吸収係数が波長の増加とともに指数関数的に減少するので、長波長のほうが有

利である。厚さ 5 mm の層を通して OCT の測定を可能とするためには、OCT の現状の感度である -120 dB では、光吸収係数が  $30 \text{ cm}^{-1}$  以下である必要がある。この基準で、5 mm の厚さのエナメル質を透過して、象牙質の測定を可能とするためには、図 19 からわかるように、波長を  $0.9 \mu\text{m}$  以上とする必要がある。

- 5 図 19 に水 100% による光の吸収係数を示す。実際にはエナメル質中の水の組成比は 1~2% であり、エナメル質の吸収の影響と比べるためには、図 19 の水の吸収のグラフを縦軸方向に 100~50 分の 1 に縮める必要がある。このように、歯の組織においては、水の吸収による影響は小さい。しかし、約  $1.45 \mu\text{m}$  に最初の吸収ピークが、約  $3 \mu\text{m}$  には水の強い吸収係数のピークがあり、虫歯に溜まった水を検
- 10 出するためには、このピークを利用するのが有利である。しかし、更に小波長領域になるほど、熱雑音の影響が増すので、 $5 \mu\text{m}$  以下の波長が望ましい。

OCT には、OCDR 法、FD 法、OFDR 法が知られている。光の歯への照射強度が、生体の安全性から限界があるとき、OFDR 法は OCDR 法に比べ 100 から 1000 倍感度が良いことが知られおり、まず感度から OFDR 法が最良の方法である。

- 15 OCDR 法及び FD 法では、スペクトル幅の広い低コヒーレンス光源を用いるが、OFDR 法では、レーザのようにスペクトル幅の狭い干渉性のよい高コヒーレンス光源を用い、発振波長を走査する可変波長光発生装置を用いて、OCT 計測を行う（例えば、上記非特許文献 4 等参照）。このため、波長領域を分けてデータ解析を行うと、分光学的 OCT が可能になるという利点もある（例えば、上記特許文献 1 等
- 20 参照）。

OFDR 法の可変波長光発生手段としては、波長を連続的に変化させても、離散的に変化させてもよいが、1つのデータを取得する間に波長が変化しない離散的に波長が切り替え可能な光源の方が、特性の波長依存性が正確に決定できる。

- 離散的に波長を変化させる可変波長光発生手段において、歯の断層像を得る分解能が少なくとも  $80\ \mu\text{m}$  以上であるためには、波数 ( $2\pi/\text{波長}$ ) の可変範囲の幅が  $4.7 \times 10^{-2}\ \mu\text{m}^{-1}$  以上必要で、光の干渉性に基づく測定可能距離が  $10\ \text{mm}$  以上であるためには、出射光の周波数幅が  $13\ \text{GHz}$  以下でなければならない。また、OCT 像の重なり合いが生じない距離が  $10\ \text{mm}$  以上 (片側  $5\ \text{mm}$  以上) であるためには、波数間隔が  $3.1 \times 10^{-4}\ \mu\text{m}^{-1}$  以下でなければならない、心拍など人体の動きの影響を少なくするためには測定が高速でなければならないので、波数の切り替え時間が  $530\ \mu\text{s}$  以下が望ましい。

- ここで、波長を離散的に走査する場合には、図 25(a)に示すように、波長を漸増させてもよいし、図 25(b)に示すように、波長を漸減させてもよいし、図 25(c)に示すように、波長を不規則に変化させてもよく、端的に言えば、測定時間内に所定の波長をすべて走査すればよい。なお、上記「所定の波長」は、波数で見たときに、等間隔に並んだ波数の集合であると好ましいが、必ずしもこれに限られるものではなく、例えば、断層画像の作成の際に演算処理を考慮することにより、波数間隔が一定でない波長の集合の場合であっても適用可能となる。

- なお、上記測定を行う光の波長領域としては、 $1.2\sim 5.0\ \mu\text{m}$  であると、発光手段及び受光手段を容易に入手できるので好ましく、特に、 $1.3\sim 1.6\ \mu\text{m}$  (よりよくは  $1.35\sim 1.6\ \mu\text{m}$ 、さらには  $1.4\sim 1.6\ \mu\text{m}$ 、最もよくは  $1.5\sim 1.6\ \mu\text{m}$ ) であると、光通信用の発光手段及び受光手段を利用できるので非常に好ましい。言い換

えれば、可変波長光発生手段の可変波長領域が、 $1.2\sim 5.0\mu\text{m}$  以内で  $1.3\sim 1.6\mu\text{m}$  よりも広いと好ましく、特に、 $1.3\sim 1.6\mu\text{m}$  以内で  $1.35\sim 1.6\mu\text{m}$  よりも広いと（よりよくは  $1.35\sim 1.6\mu\text{m}$  以内で  $1.4\sim 1.6\mu\text{m}$  よりも広く、さらには  $1.4\sim 1.6\mu\text{m}$  以内で  $1.5\sim 1.6\mu\text{m}$  より広く、最もよくは  $1.5\sim 1.6\mu\text{m}$  以内）非常に好ましい。

歯の検査装置の主な検査対象は、歯の構造が正常であるか、特に虫歯がないか、また、歯の治療をした場合、補填物など治療の状態は正常であるか、歯周病など歯茎の状態は正常であるかなどである。歯科の診断に用いられた場合、口腔内様々な部位の OCT 断層像も有用である。本発明は、主に歯を対象としているが、これらにも利用可能である。

歯の構造は、一番外側がエナメル質、その内側に象牙質、さらに内側に歯髄がある。エナメル質は、構造上強い複屈折を示すことが知られており、円偏光の光を入射しても、散乱光が偏光する。従って、散乱光の偏光特性を測定することによって、エナメル質と象牙質の境界を明瞭に区別できる。また、歯の治療に伴う補填物は複屈折性が弱いので、偏光の測定によってエナメル質との境界が明瞭に判別できる。屈折率が波長に依存するように、この複屈折性は波長依存性を示すため、波長領域を分割して分光学的に解析できる OFDR-OCT が最適である。

ここで、本発明に係る歯の OCT 用可変波長光発生装置及び歯の OCT 装置の実施形態（歯の偏光特性を測定する場合の一例）を図 23 に基づいて説明する。図 23 は、歯の OCT 装置の概略構成図である。

図 23 に示すように、可変波長光発生手段である可変波長光発生装置 1011 から出射した光は、偏光板 1200 によって直線偏光の方向が決定され、主分割手段であるビームスプリッタ 1201 によって試料光路と参照光路に光が分割される。

- 試料光路の光（測定光）は、波長板 1202 によって円偏光にされ、可撓性を有するチューブ状の測定光照射手段であるプローブ 1030 を通して、歯 1100 に照射される。歯の内部からの反射光（信号光）は、信号光捕捉手段でもあるプローブ 1030 によって集められ、波長板 1202 を通ってビームスプリッタ 1201 に戻る。ビームスプリッタ 1201 は、合波手段の役割もする。散乱光は、試料の複屈折の性質に依存し、偏光している。
- 5      ビームスプリッタ 1201 で分割され参照光路に入った光（参照光）は、減衰素子 1203 と波長板 1204 を通り、参照ミラー 1205 で反射され、参照光路に戻され、ビームスプリッタ 1201 に入射し、信号光と合波される。減衰素子 1203 の減衰率は、信号対雑音比が最適になるように設定される。波長板 1204 は、ビームスプリッタ 1201 に戻る光が円偏光になるように設定される。
- 10      偏光分離手段である偏光ビームスプリッタ 1206 は、ビームスプリッタ 1201 からの光を水平偏光成分と垂直偏光成分に分離する。水平偏光成分は光検出器 1207 で検出され、鉛直偏光成分は光検出器 1208 で検出され、それぞれ増幅されて A/D 変換され、演算制御手段である図示しないコンピュータに入力される。検出された水平偏光成分と垂直偏光成分の光の強度と互いの位相関係から、歯の偏光特性
- 15      が、歯の内部の位置の関数として、コンピュータによって計算される。

つまり、本実施形態に係る歯の OCT 装置は、歯の偏光特性を測定する偏光特性測定手段を備え、偏光特性測定手段が、可変波長光発生手段（可変波長光発生装

置 1011) から発生した光の偏光方向を制御して測定光と参照光とに分割する主分割手段 (ビームスプリッタ 1201) と、主分割手段 (ビームスプリッタ 1201) で分割された測定光を口腔内の歯 1100 に照射する測定光照射手段 (プローブ 1030) と、歯 1100 に照射されて反射した信号光を捕捉する信号光捕捉手段 (プローブ 1030) と、  
5 と、信号光捕捉手段 (プローブ 1030) で捕捉された信号光と主分割手段 (ビームスプリッタ 1201) で分割された参照光とを合波する合波手段 (ビームスプリッタ 1201) と、合波手段 (ビームスプリッタ 1201) で合波された光を 2 以上の偏光方向成分に分離する偏光分離手段 (偏光ビームスプリッタ 1206) と、偏光ビームスプリッタ 1206 で分離された偏光方向の異なる光の強度に基づいて、歯 1100 の偏  
10 光特性を求める演算制御手段 (コンピュータ) とを備えているのである。

また、本発明に係る歯の OCT 装置及び歯の OCT 装置の実施形態 (反射強度によって虫歯を検知する場合の一例) を図 14, 15 に基づいて説明する。図 14 は、歯の OCT 装置である虫歯検知装置の概略構成図、図 15 は、図 14 のプローブの概略構成図である。

15 図 14 に示すように、例えば、超周期構造回折格子分布反射半導体レーザ光発生装置 (例えば非特許文献 4 等参照) 等のような、波長を変化させながら光を出射させる可変波長光発生手段である可変波長光発生装置 1011 の光出射口は、光を二分割 (例えば 90 : 10) する方向性結合器等からなる第 1 のカプラ 1012 の光受入口に光学的に接続している。

20 第 1 のカプラ 1012 の一方側 (分割割合 90%側) の光送出口は、光を二分割 (例えば 70 : 30) する方向性結合器等からなる主分割手段である第 2 のカプラ 1013 の光受入口に光学的に接続している。この第 2 のカプラ 1013 の光受入口には、測定

光の照射位置を視認するための可視領域の光を出射する可視光源であるエイミング・ライト・ソース 1014 の光出射口が光学的に接続されている。

第 2 のカプラ 1013 の一方側（分割割合 70%側）の光送出口は、オプティカルサーキュレータ 1015 の光受入口に光学的に接続している。この第 2 のカプラ 1013  
5 の他方側（分割割合 30%側）の光送出口は、光を二分割（例えば 50 : 50）する方向性結合器等からなる合波手段である第 3 のカプラ 1016 の光受入口に光学的に接続している。上記オプティカルサーキュレータ 1015 は、上記第 3 のカプラ 1016 の光受入口に光学的に接続すると共に、可撓性を有するチューブ状のプロープ 1030 の基端側が接続している。このプロープ 1030 は、図 15 に示すような構造と  
10 になっている。

図 15 に示すように、可撓性を有する樹脂等からなる外筒 1031 は、少なくとも先端側が光透過性を有すると共に、先端側が閉塞している。外筒 1031 の内部には、可撓性を有する樹脂等からなると共に閉塞した先端を有する内筒 1032 が当該外筒 1031 に対して周方向に摺動回転できるように差し込まれて支持されている。内筒  
15 1032 の内部には、可撓性を有する樹脂等からなる充填材 1033 が充填されると共に、光ファイバ 1034 が同軸をなすようにして配設支持されている。この光ファイバ 1034 の基端側は、オプティカルサーキュレータ 1015 に光学的に接続している。

内筒 1032 の先端側の周壁の一部には、入出光窓 1032a が形成されている。内筒 1032 の内部の先端側には、反射ミラー 1035 が配設されている。内筒 1032 の内部  
20 の光ファイバ 1034 の先端と反射ミラー 1035 との間には、集光結像用のレンズ等の光学系部材 1036 が配設されている。外筒 1031 の先端側外部には、目視確認用の観察ミラー 1037 が配設されている。この観察ミラー 1037 は、外筒 1031 の先端側

外周面に取り付けられたブラケット 1038 により固定支持されている。また、外筒 1031 の外周面の先端側には、口腔内での支持や移動を容易にする図示しない移動支持具が取り付けられている。

- つまり、光ファイバ 1034 の基端側から入射した測定光は、光学系部材 1036 で
- 5 細い平行ビームに成形された後、反射ミラー 1035 を介して内筒 1032 の入出光窓 1032a から外筒 1031 を透過して出射し、歯 1100 に照射されて反射（後方散乱）した信号光は、当該外筒 1031 を透過して内筒 1032 の入出光窓 1032a から内筒 1032 の内部に入射し、反射ミラー 1035 及び光学系部材 1036 を介して光ファイバ 1034 の先端側から内部に入り、オプティカルサーキュレータ 1015 に入射する。なお、
- 10 図 15 中、1039 はローテイトベアリングである。

このような本実施形態においては、反射ミラー 1035、光学系部材 1036 等により連絡手段を構成し、プローブ 1030、オプティカルサーキュレータ 1015 等により測定光照射手段と信号光捕捉手段とを兼用する照射・捕捉手段を構成している。

- 図 14 に示すように、第 3 のカプラ 1016 の一方側及び他方側の光送出口は、光
- 15 検出機能を有する第 1 の差動アンプ 1017 の光受入口に光学的に接続している。第 1 の差動アンプ 1017 の Log 出力部は、入力された信号強度の変動を補正演算する第 2 の差動アンプ 1018 の Log 入力部に電氣的に接続している。

- 他方、第 1 のカプラ 1012 の他方側（分割割合 10%側）の光送出口は、光検出器 1019 の光受入口に光学的に接続している。光検出器 1019 の出力部は、Log アンプ
- 20 1020 の入力部に電氣的に接続している。Log アンプ 1020 の Log 出力部は、第 2 の差動アンプ 1018 の Log 入力部に電氣的に接続している。



第2の差動アンプ1018の出力部は、コヒーレント干渉波形、すなわち、後方散乱強度分布を合成する（例えば非特許文献4等参照）演算制御装置1021の入力部に図示しないアナログ/デジタル変換機を介して電氣的に接続している。演算制御装置1021の出力部は、演算結果を表示するモニタやプリンタ等の表示装置1022

5    の入力部に電氣的に接続している。この演算制御装置1021は、入力された情報に基づいて可変波長光発生装置1011を制御することができるようになっている。このような第1の差動アンプ1017、第2の差動アンプ1018、光検出器1019、Logアンプ1020、演算制御装置1021、表示装置1022等により、本実施形態では演算制御手段を構成している。

10    次に、このような本実施形態に係る歯のOCT装置である虫歯検知装置を使用する歯の検査方法（虫歯検知方法）を説明する。

プローブ1030の先端側を人の口腔内に挿入して、当該プローブ1030を口腔内の所定箇所に移動支持具を用いて位置決め支持し、演算制御装置1021を作動させることにより、可変波長光発生装置1011から目的とする波長領域の測定用の光

15    （波長可変範囲：1500～1550 nm、スペクトル周波数幅：10 MHz以下、走査波数（Aスキャン数）：400）を発生させると共に、エイミング・ライト・ソース1014から視認用の光を出射する。

可変波長光発生装置1011から発生した光は、第1のカプラ1012で二分割（90：10）される。第1のカプラ1012で二分割された一方側（90%側）の光は、

20    第2のカプラ1013で二分割（70：30）される。また、第1のカプラ1012で二分割された他方側（10%側）の光（補正光）は、光検出器1019に送られる。

第2のカプラ 1013 で二分割された一方側（70%側）の光（測定光）は、視認光と共にオプティカルサーキュレータ 1015 を介してプローブ 1030 の光ファイバ 1034 内を通行し、前述したようにしてプローブ 1030 の先端側から出射することにより、歯 1100 に照射される。

- 5      このとき、プローブ 1030 は、可撓性を有すると共に、外筒 1031 に対して内筒 1032 を周方向に摺動回転させることができ、上記測定光と併せて視認光が出射されるので、当該測定光を口腔内の目的とする位置の歯 1100 に照射することが容易にできる。

- 10      歯 1100 に照射されて反射（後方散乱）した光（信号光）は、前述したようにプローブ 1030 内に再び入射し、オプティカルサーキュレータ 1015 を介して第3のカプラ 1016 に送られる。また、第2のカプラ 1013 で二分割された他方側（30%側）の光（参照光）は、上記第3のカプラ 1016 に送られて上記信号光と合波される。

- 15      第3のカプラ 1016 で合波された光は、第1の差動アンプ 1017 に送られる。第1の差動アンプ 1017 は、Log 出力信号を第2の差動アンプ 1018 に出力する。また、光検出器 1019 は、第1のカプラ 1012 で二分割された他方側（10%側）の光（補正光）を電気信号に変換して、Log アンプ 1020 に出力する。この Log アンプ 1020 は、Log 出力信号を上記第2の差動アンプ 1018 に出力する。第2の差動アンプ 1018 は、入力強度の補正演算を行った後、その情報信号をアナログ/デジタル変換機に出力する。
- 20

アナログ/デジタル変換機は、入力された情報信号をデジタル信号に変換して、演算制御装置 1021 に出力する。演算制御装置 1021 は、入力された各種情報に基

づいて演算処理を行い、コヒーレンス干渉波形、すなわち、信号光の強度を求め、当該強度等に基づいて当該歯 1100 の特性を求め（詳細は後述する）、その結果を表示装置 1022 に表示させる。

このようにして求められた歯 1100 の特性データにより、初期虫歯等の検知を可能とする歯の特性を求めることができる。

ここで、上述したような歯の OCT 装置を用いた歯の測定結果の一例を図 24 に示す。この測定では、図 14 における、光検出器 1019、Log アンプ 1020、第 2 の差動アンプ 1018 を使用せず、第 1 の差動アンプ 1017 を演算制御装置 1021 に直接接続して当該差動アンプ 1017 の比例出力を直接入力するようにした。可変波長光発生装置 1011 には、波長範囲が 1530～1570 nm、波長間隔が 0.1 nm、波長走査速度が 0.1 nm/10  $\mu$ s の超周期構造回折格子分布反射半導体レーザ光発生装置を用いた。

試料には、抜歯した犬歯を用いた。その写真を図 24(P)に示す。図 24 において、(A)～(E)は、写真(P)に示した線(a)～(e)に沿ったそれぞれの断面の OCT 画像である。(A)に示すように、侵達度は光学距離で 4 mm ほどである。先端部分に行くに従って、表面のエナメル質の中の象牙質が観測可能になる。(B)では、エナメル質が厚く、象牙質がはっきりとは見えていない。(C)、(D)、(E)と先端に行くに従って、エナメル質の内部の象牙質がよりはっきりと見えるようになる。また、(D)、(E)では、内部の象牙質の信号の方が、表面のエナメル質の信号より強く観測されている。これは、象牙質の方が、エナメル質より散乱能が強いことに対応している。

(C)と(D)では、中ほどに、エナメル質の途中から、象牙質を貫く亀裂が観測されている。この亀裂は、表面では観測されていない。このように、OCTによれば、表面に現れない内部の病変を観測することができる。

ここで、この原理等をより詳細に説明する。

- 5 歯 1100 の最外部を形成するエナメル質は、ヒトの体内で最も硬い部分であり、重量比で、無機質約 96 %、有機質約 2 %、水約 2 %の割合の組成物である。この無機質部分が、虫歯菌の生成する酸で繰り返し侵されることにより（脱灰）、最終的に虫歯となる。初期虫歯は、図 16 に示すように、歯 1100 のエナメル質 1101 の表面 1101 a に生成せずに、エナメル質 1101 の内部 1101 b に小さなピット 10 1102 として形成される。

健康な歯 1100 のエナメル質 1101 は、その組成物中の水分含有量が上述のように非常に少ないが、上述したようなピット 1102 を有する初期虫歯の歯 1100 のエナメル質 1101 は、口腔内の唾液が上記ピット 1102 内に侵入するため、単位体積当たりの水分量が多くなる。

- 15 そこで、本実施形態においては、歯 1100 のエナメル質 1101 の組成物と水分との単位体積当たりの存在量の割合を求めることにより、初期虫歯等の歯 1100 の特性を容易に検知できるようにしたのである。

- ところで、OCT 法のなかでも可変波長光を光源とした FD 法を適用した FD-OCT 装置は、生体の断層像の撮影と同時に、生体の光吸収係数の波長依存性も測定することができ、例えば、生体の酸素飽和度の測定に利用することが提案されている  
20 （例えば特許文献 4 等参照）。

このような従来のFD-OCT装置においては、骨を含むほとんどの人体組織で数十%もの高い割合を占めている水が赤外光を強く吸収してしまうことから、測定に近赤外光を使用することを避けて、生体の窓といわれている 650~1100 nm の波長領域の光を利用するようにしている。

- 5      これに対し、本実施形態においては、水をほとんど含まないという歯 1100 のエナメル質 1101 の他の人体組織と大きく異なる特性に着目し、歯 1100 のエナメル質 1101 の組成物に対して吸収されることなく水に対して吸収されるという、従来のFD-OCT装置で利用されることのなかった 1.2  $\mu\text{m}$  以上の波長領域の光を使用することにより、歯 1100 のエナメル質 1101 の組成物と水分との単位体積当たりの
- 10   存在量の割合から当該歯 1100 の特性（ピット 1102 の存在の有無及びその位置）を求めるようにした。

次に、歯 1100 のエナメル質 1101 の信号光強度分布及び光吸収係数分布並びに単位体積当たりの組成物と水分との存在量分布の算出方法をより具体的に説明する。

- 15   図 17 は、微小領域における光吸収係数の測定原理の説明図である。図 17 において、中心波長を  $\lambda$  とする一定範囲波長の測定光  $L_m$  が、歯 1100 の厚さ方向（奥行き方向）として Z 軸方向に沿って入射した場合を考える。OCT 法では、入射した測定光  $L_m$  の光軸に沿って反射（後方散乱）した信号光  $L_s$  を Z 軸方向で十数  $\mu\text{m}$  の分解能で測定することができる。

- 20   図 17 に示すように、入射した測定光  $L_m$  の光軸（Z 軸）に沿ったある位置を  $z_1$  とし、当該位置  $z_1$  からわずかな距離  $\Delta z$ （例えば数十  $\mu\text{m}$  程度）だけ異なる位置

を  $z_2$  とする。なお、上記位置  $z_1$ ,  $z_2$  においては、光の散乱能が等しく、光の減衰が光の吸収のみによって生じるものとする。

位置  $z_1$ ,  $z_2$  間の微小な領域の光吸収係数を、位置  $z_1$  及び測定光  $L_m$  の中心波長  $\lambda$  の関数として  $\mu(z_1, \lambda)$  で表わすと、位置  $z_1$  で反射（後方散乱）した信号光  $L_{s1}$  の強度  $I(z_1)$  (OCT 信号の強度) と、位置  $z_2$  で反射（後方散乱）した信号光  $L_{s2}$  の強度  $I(z_2)$  との比は、光吸収のベア・ランバートの法則により、下記の式 (29) で表わすことができる。

$$I(z_1)/I(z_2) = \exp[2 \cdot \mu(z_1, \lambda) \cdot \Delta z] \quad (29)$$

なお、上記式 (29) における係数 2 は、入射する測定光  $L_m$  及び反射（後方散乱）する信号光  $L_{s1}$ ,  $L_{s2}$  の両者を考慮するための値である。この式 (29) に基づき、中心波長  $\lambda$  の測定光  $L_m$  における位置  $z_1$ ,  $z_2$  間の光吸収係数  $\mu(z_1, \lambda)$  が求められる。

ここで、歯 1100 のエナメル質 1101 の組成物と水分との単位体積当たりの存在割合の分布を求めるにあたって、異なる複数の波長領域での光吸収係数の分布を計測すると非常に好ましい。測定光  $L_m$  の中心波長  $\lambda$  の種類は、多いほど、決定できるパラメータの数が増加し、精度を上げることができる。しかしながら、本実施形態では、説明の便宜上、異なる二種類の中心波長  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  の各波長領域の測定光  $L_{m1}$ ,  $L_{m2}$  を用いている。

具体的には、可変波長光発生装置 1011 から発生可能な測定光  $L_m$  の可変波長領域 (1500~1550 nm) を第 1 の波長領域 (1500~1525 nm) と第 2 の波長領域 (1525~1550 nm) との 2 つに分割して、図 18 に示すように、歯 1100 の厚さ方向 (奥行き方向) の位置における、第 1 の波長領域の測定光  $L_{m1}$  に対する信号光  $L_{s1}$

の強度（実線）と、第2の波長領域の測定光  $Lm2$  に対する信号光  $Ls2$  の強度（点線）とをそれぞれ求めるようにした。

そして、信号光  $Ls1$ 、 $Ls2$  の強度の分布から各波長領域毎の光吸収係数の分布をそれぞれ求め、当該光吸収係数の分布から、歯 1100 のエナメル質 1101 の組成物

5 と水分との単位体積当たりの存在量の割合の分布を求めるのである。

つまり、従来の FD-OCT 装置では、可変波長光発生装置 1011 から発生可能な可変波長領域全体にわたって測定光  $Lm$  を出射して、当該測定光  $Lm$  の反射光（後方散乱光）の強度から光吸収係数を求めていたが、本実施形態では、可変波長光発生装置 1011 から発生可能な可変波長領域を互いに異なる中心波長  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2 \cdots$  の

10 波長領域の複数の測定光  $Lm1$ 、 $Lm2 \cdots$  をそれぞれ出射して、これら各測定光  $Lm1$ 、 $Lm2 \cdots$  の各反射光（後方散乱光）である信号光の強度から光吸収係数をそれぞれ求めるようにした。

図 19 からわかるように、エナメル質 1101 と水とでは、光吸収係数が波長で大きく異なっている。

15 例えば、第1の測定光  $Lm1$  の中心波長  $\lambda 1$  を 1512.5 nm とし、第2の測定光  $Lm2$  の中心波長  $\lambda 2$  を 1537.5 nm とすると、エナメル質 1101 の光吸収係数は、第1、第2の測定光  $Lm1$ 、 $Lm2$  においてほぼ同じ値 ( $3.8 \text{ cm}^{-1}$ ) を示すのに対し、水の光吸収係数は、第1の測定光  $Lm1$ （中心波長  $\lambda 1$ ）の方が第2の測定光  $Lm2$ （中心波長  $\lambda 2$ ）よりも大きい値を示すようになる。

20 ここで、位置  $z1$  におけるエナメル質 1101 の組成物の存在割合（濃度）を  $C_e(z1)$  とし、位置  $z1$  における水分の存在割合（濃度）を  $C_{H2O}(z1)$  とすると、これらの値は、以下の式(30)、(31)から求めることができる。

$$\mu_{H_2O}(\lambda 1) \cdot C_{H_2O}(z1) + \mu_E(\lambda 1) \cdot C_E(z1) = \mu(z1, \lambda 1) \quad (30)$$

$$\mu_{H_2O}(\lambda 2) \cdot C_{H_2O}(z1) + \mu_E(\lambda 2) \cdot C_E(z1) = \mu(z1, \lambda 2) \quad (31)$$

なお、 $\mu_{H_2O}(\lambda 1)$ は、中心波長 $\lambda 1$ の第1の測定光 $Lm1$ の水の光吸収係数、 $\mu_{H_2O}(\lambda 2)$ は、中心波長 $\lambda 2$ の第2の測定光 $Lm2$ の水の光吸収係数、 $\mu_E(\lambda 1)$ は、中心波長 $\lambda 1$ の第1の測定光 $Lm1$ のエナメル質組成物の光吸収係数、 $\mu_E(\lambda 2)$ は、中心波長 $\lambda 2$ の第2の測定光 $Lm2$ のエナメル質組成物の光吸収係数であり、これら値は、  
 5 図19のグラフから求めることができる。

また、 $\mu(z1, \lambda 1)$ は、位置 $z1$ における中心波長 $\lambda 1$ の第1の測定光 $Lm1$ の光吸収係数、 $\mu(z1, \lambda 2)$ は、位置 $z1$ における中心波長 $\lambda 2$ の第2の測定光 $Lm2$ の光吸収係数であり、これら値は、実測によって求められる。  
 10

このようにして位置 $z1$ と当該位置 $z1$ から $\Delta z$  (数十 $\mu m$ 程度)離れた位置 $z2$ との間の狭い領域内での中心波長 $\lambda 1, \lambda 2$ の第1、第2の測定光 $Lm1, Lm2$ の反射光(後方散乱光)の強度、すなわち、信号光 $Ls1, Ls2$ の強度に基づいて、当該間での各光吸収係数をそれぞれ求めることにより、エナメル質1101の組成物と水分との単位体積当たりの存在量の割合を求めることができる。  
 15

このとき、前述したように、健康な歯1100のエナメル質1101の組成物中にならずかではあるが水分が存在しているため(約2%)、上述したようにして求められる水分の存在量の割合は、エナメル質1101の組成物中の水分を含んだ測定結果となるものの、実質的な問題を生じることはない。

20 上述したようにして求めた歯1100の厚さ方向(奥行き方向)でのエナメル質1101の組成物と水分との存在量の割合の分布を図20に示す。図20からわかるように、水分の存在量の割合が高い位置(約1)がピット1102の存在する箇所とな



る。なお、歯 1100 やピット 1102 の表面（界面）部分 S においては、フレネル反射によって生じる強い反射光（後方散乱光）が生じてしまい、光吸収係数の測定誤差が非常に大きくなってしまうため、上記割合の算出を省略している。

このように、本実施形態においては、水分の少ない歯 1100 のエナメル質 1101  
5 に形成されるピット 1102 の内部に唾液等のような水を主成分とする液体が浸入するという現象に着目して、上述したようにしてエナメル質 1101 の組成物と水分との存在量の割合の分布を求めることにより、上記ピット 1102 の存在の有無及びその大きさや位置等の歯 1100 の特性を明瞭に把握するようにしたのである。

そして、入射する測定光  $L_m$  を走査（B スキャン）して、二次元測定を行う、具  
10 体的には、例えば、プローブ 1030 の外筒 1031 に対して内筒 1032 を周方向に摺動回転させて測定光  $L_m$  を歯 1100 の表面に沿って直線的に移動させることにより、ピット 1102 の断層像を得ることができ、さらに、走査位置を少しずつずらしながら二次元計測を繰り返し、得られた二次元像を並列表示することにより、ピット  
1102 の三次元的（立体的）な断層像を得ることができ、ピット 1102 の存在の有無  
15 及びその大きさや位置等の歯 1100 の特性をより明瞭に把握することができる。

なお、歯 1100 のエナメル質 1101 にピット 1102 が形成される前の脱灰進行状態の場合においても、エナメル質 1101 から無機質成分が溶け出して、エナメル質  
1101 に微視的な間隙が生成されることにより、当該間隙に水が分子レベルで浸入して、エナメル質 1101 の単位体積当たりの水分量が高くなるため、上述の場合と  
20 同様に上記間隙を検知することができる。

また、 $1.2 \mu m$  よりも短い波長領域の測定光を用いることにより、歯 1100 のエナメル質 1101 の単位体積当たりの水分量を求めることなく当該エナメル質 1101

の組成物の単位体積当たりの存在量のみに基づいて当該歯 1100 の特性を求めることも可能ではあるが、正確性に難点があり、あまり好ましくはない。

また、図 20 に示したような、歯 1100 のエナメル質 1101 の組成物と水分との単位体積当たりの存在量の割合を求めずに、図 18 に示したような、各波長領域毎の  
5 信号光の強度に基づいて歯 1100 の特性を直接的に求めることにより、簡易に検知を行うことも可能である。このような簡易な検知の場合には、上述した B スキャンを行って、断層像化したデータを得ることが特に望まれる。

ところで、眼の網膜等の断層撮影を行う際に、測定光の強度が強いと眼等に悪影響を与える可能性があることから、通常の OCT 法である OCSR 法を適用する  
10 OCSR-OCT 装置においては、光ファイバとの光結合効率が悪く、測定光として十分な強度を得ることができずに、S/N 比の改善を図ることが難しい発光ダイオードの一種である SLD を光源に用いていても、問題を生じることはない。

これに対し、本実施形態では、光ファイバとの光結合効率が高く、十分な強度の測定光により S/N 比を向上できる半導体レーザ光発生装置である可変波長光発生装置 1011 を測定光の光源に用いていることから、可変波長光発生装置 1011 から発生させる測定光の強度を十分に高めて S/N 比を向上させれば、異なる複数の波長領域の測定光を用いなくても、初期虫歯等の歯 1100 の特性を検知すること自体は可能となる。しかしながら、先に説明したような異なる複数の波長領域の測定光を用いない場合には、正確性に難点を生じてしまい、あまり好ましくはない。

20 また、本実施形態においては、歯 1100 による測定光  $L_m$  の吸収が支配的であり、反射散乱による信号光  $L_s$  の減衰が無視でき、後方散乱能がすべての位置で同一であると仮定し、互いに異なる二種類の中心波長  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  の波長領域の測定光  $L_{m1}$ ,

Lm2 を用いて歯 1100 の特性を求める場合について説明したが、例えば、歯 1100 のエナメル質 1101 の組成物及び水分以外の因子による測定光 Lm の吸収量が無視できない場合や、反射散乱による信号光 Ls の減衰が無視できない場合や、後方散乱能が位置によって異なってしまう場合等においては、互いに異なる中心波長  $\lambda$  の波長領域の測定光 Lm の数を適宜増加させることにより、決定すべきパラメータの増加数に対応すればよい。

また、本実施形態では、オプティカルサーキュレータ 1015 を利用してマッハツェンダ型の干渉計を構築することにより、第 2 のカプラ 1013 と第 3 のカプラ 1016 とを用いるようにしたが、マイケルソン型の干渉計を構築することにより、主分割手段と合波手段とを兼用した主分割・合波手段を適用することも可能である。

また、本実施形態では、オプティカルサーキュレータ 1015 を適用したが、例えば、オプティカルサーキュレータ 1015 が可視光で動作しない場合には、当該オプティカルサーキュレータ 1015 に代えて、例えば、図 21 に示すように、カプラ 1025 を適用することも可能である。

また、本実施形態では、オプティカルサーキュレータ 1015 を用いることにより、測定光の出射案内と信号光の入射案内とを同一の光ファイバ 1034 で実施できるプローブ 1030 を適用するようにしたが、例えば、オプティカルサーキュレータ 1015 を省略して、図 22 に示すように、内筒 1032 の内部に二本の光ファイバ 1034A, 1034B を並列に設けて、一方の光ファイバ 1034A で測定光の出射を案内し、他方の光ファイバ 1034B で信号光の入射を案内するようにしたプローブ 1030 を適用することも可能である。

なお、このとき、光ファイバ 1034A, 1034B は、互いの光軸がわずかにずれて、出射する測定光と入射する信号光との光軸に差異を生じてしまうものの、実用上、特に不都合を生じることはない。

《C》 生体や塗装面等各種構造物の断層像を測定する装置

5 (上記課題《C》に記載の原因)

実際の OCDR-OCT 測定では、参照光ミラーを、速度  $v$  で動かす。このとき、観測位置は  $x=vt$  の関係で時間の関数となり、信号は式(33)の  $F_t(t)$  で表される。この信号を構成する  $i$  番目の成分は、周波数が

【数 3 2】

$$\frac{2f_{cl}v}{C} \dots\dots\dots (43)$$

10

で振動し、その包絡線が次式のガウス型の時間依存性で与えられる。

【数 3 3】

$$\exp\left[-\left(\frac{2\sqrt{\ln 2}}{\Delta Z_1}\right)^2(vt)^2\right] \dots\dots\dots (44)$$

15 このように時間変化する信号  $F_t(t)$  から、包絡線の信号(44)を抽出し  $vt=x$  と置き直して位置  $x$  の関数としての反射率の位置信号を得る信号処理においては、式(43)の全ての周波数を丁度通過させるバンド・パス・フィルターを通して余分な信号を除去し、これを二乗検波し、さらにロー・パス・フィルターを用いて式(44)の包絡線情報のみを求める。

20 OCT で計測される奥行き方向の信号を位置  $x$  の関数として示すと、対数スケールでは信号に付随して、サイドローブが現れ、信号位置から離れた位置でもノイズフロアーが観測される。これは、OCDR-OCT に用いられる光源のスペクトル形状が、

完全なガウシアンではないことに起因する。従って、このサイドローブとノイズフロアーを出来るだけ小さくするために、OCDR-OCTの光源は出来るだけガウシアンに近いスペクトル形状の広帯域光源が望ましい。合成光源を用い帯域幅を広げる場合も、合成光源のスペクトル形状はガウシアンが望ましい。

- 5      OCDR-OCTの合成光源を得るために非特許文献8では、図35に示すような、複数の中心波長の異なるガウシアンの光源の和を作っている。この場合の光源のスペクトルは、式(37)に示すような複数の山からなる多峰性のスペクトル形状になり、単峰のガウシアンでないため、サイドローブが増大して現れてしまう。これは波長帯幅拡張のために合成光源を用いるOCDR-OCT法では避けられない問題である。

10      (発明の原理)

- この発明は、合成光源に関する上記考案に基づいてなされたものである。この発明は、複数の光源を組み合わせてスペクトル幅を拡大する点は合成光源と共通するが、組み合わせ後各々の光源は同時には用いず時系列的にそれぞれの光源を順次使用するようにした点で合成光源とは相違する。この様な光源（以後、「ス
- 15      イッチ光源」と呼ぶ）を用いる場合には、OCT信号の分解能と光源のスペクトル幅の関係は単一光源を用いる場合となんら変わらず、従って組み合わせる光源の数が増えてスペクトル幅が広がれば広がるほど単一光源の場合と同様に組合せ後のスペクトル幅に反比例してOCT信号の幅が狭くなる。しかも、合成に伴うサイドローブの増大という問題も生じない。

- 20      この様な光源を実現するため、本発明によるOCT装置では、合成光源が用いられるOCDR-OCT法ではなく本願発明者等が発明したOFDR-OCT法を選択し、可変掃引波長範囲の異なる複数の可変波長光源の出力を合わせて出力する様に構成

した光源を用いて、各可変波長光源の波長掃引を1つずつ行っていく。使用する可変波長光源が切り替わっても、任意の波数における測定光の強度を、可変波長光源を制御することによって任意に設定できる点では可変波長光源の数が1つの場合と何ら変わりはないのでスイッチ光源のスペクトル形状は可変波長光源が1つの場合でも複数の場合でも本質的な相違はない。ここで言う光のスペクトルはスイッチ光源の波数掃引によって得られるスペクトルであり、合成光源のスペクトルのように同時に射出される光を波長分解して得られるスペクトルとは異なる。従って、スイッチ光源によれば形状は光源が1つの場合と同じで波数幅の広がったスペクトルを容易に実現できる。従って、広帯域化しても分解能は波数幅に反比例して狭くなりしかもサイドローブの増大という問題も発生しない。

ここで OFDR-OCT 法について、少し詳しく説明する。OFDR-OCT 法では、試料に同時に照射する光は単一波数成分によって構成されており、この波数を走査することによって得られる干渉信号をフーリエ変換することによって OCT 信号を合成する（非特許文献 6）。正確には、干渉信号に対するフーリエ余弦変換の自乗とフーリエ正弦変換の自乗との和（又はその平方根）をとる。

図 36(b)に、OFDR-OCT 法の概念図を示す。図 36(a)に示す OCFD-OCT 法との違いは、図 36(a)では光源が広帯域光源 2005 であるのに対し、図 36(b)では波長が可変な極めて狭帯域の光源 2131 であり、また、図 36(a)では参照ミラー 2008 を速さ  $v$  で動かすのに対し、図 36(b)では参照ミラー 2008 は固定されている。

図 36(b)において光源の波数が  $k_1$  のとき観測される 1 つの反射面 2003 からの信号は次式で与えられる。

## 【数 3 4】

$$P_i(x) = I_0 \left[ r_r^2 + r_s^2 + 2\sqrt{r_r r_s} \cos(2k_i x) \right] \quad \dots \quad (45)$$

ここで、 $I_0$ は光源の強度で、波数に変化しても一定とする。差動検出を行うと、  
 5 右辺 [ ] 内の第 1 項と第 2 項の直流成分は打ち消せるので、検出する信号は干  
 渉項のみとなり、次式になる。

## 【数 3 5】

$$P_i'(x) = 2\sqrt{r_r r_s} I_0 \cos(2k_i x) \quad \dots \quad (46)$$

試料が連続的な場合は、反射面は連続的に分布するので、試料全体からの波数  
 $k_i$ のときの反射光の干渉項の強度  $P_i$  は、 $x$  について積分して、次式となる。

## 10 【数 3 6】

$$P_i = 2\sqrt{r_r r_s} I_0 \int \cos(2k_i x') dx' \quad \dots \quad (47)$$

波数  $k_i$  が等間隔で  $i=1$  から  $N$  まで走査されるものとし、試料の奥行き方向の位  
 置  $x$  における反射率に比例する信号  $R(x)$  は、次式の離散的なフーリエ変換で求め  
 られる。

## 15 【数 3 7】

$$R(x)^2 = \left[ \sum_{i=1}^N P_i \cos(2k_i x) \right]^2 + \left[ \sum_{i=1}^N P_i \sin(2k_i x) \right]^2 \quad \dots \quad (48)$$

スイッチ光源にしてスペクトルを広げると、走査する波数の数  $N$  が増し、スペ  
 クトルの分解能が増し、サイドローブは増大しない。スイッチ光源の出力光のス  
 ペクトルの一例を図 29 に、この様な光源を用いて得られた OCT 信号の一例を図 30

に示す（このグラフは、フーリエ余弦変換の自乗とフーリエ正弦変換の自乗との和に対するものである。）。

- 図 29 は矩形のスペクトル形状を持つ可変波長光源を、2 つ組み合わせた場合が記載されている。図 30 の縦軸は、 $x=0$  の時の値で規格化してある。横軸は、スペクトルの半値半幅  $w_k/2$  の逆数で規格化してある。A は可変波長光源が 1 つの場合、B は可変波長光源が 2 つの場合、C は可変波長光源が 4 つの場合である（各光源のスペクトル半値幅、強度は同一と仮定し、掃引する波数の全総数は光源の数に比例するとした。）。OCT ピークの半値半幅は、光源の数に反比例して 0.695、0.348、0.174 と小さくなっていく。光源のスペクトル形状が矩形であるため、サイドローブが発生しているが、合成光源によるものよりは明らかに小さくしかも光源の数が増えても大きくなる。尚、サイドローブの大きさは  $x$  の増加と共に小さくなり、その最大値は掃引する可変波長光源の数を増やしても変わらない。

- 更に、この様なフーリエ変換によるサイドローブは、適当な窓関数を干渉信号に掛けてからフーリエ変換することによって取り除くことができる。図 31 には、ガウシアン窓を用いた場合の結果を示す。A は窓関数を掛けない場合の OCT 信号であり、B はガウシアン窓関数を掛けた場合の結果である。小さなサイドローブも確認できるように、縦軸は対数表示とした。尚、横軸は任意単位とした。ガウシアン窓を用いることによって、サイドローブは -60 dB 近く減少している。パラメータを適当に選べば、サイドローブを更に減少させることもできる。

- また、スイッチ光源を用いた FD-OCT の利点は、数値解析によって、各光源の各波数における強度の変動を補正することが出来る点にある。幅広いスペクトルのスイッチ光源を実際に作成した場合、全ての波数で強度一定を実現することは難



- しく、むしろ強度は波数の関数として変動することの方が多いであろう。光源強度の各波数における強度を測定時に計測するか、または、再現性がよければあらかじめ補正値を求めておき、各測定値  $P_i$  に補正係数  $C_i$  (波数を切替える毎に、可変波長光発生装置の出力光の強度を測定して得た値の逆数又逆数に比例する数値) を乗じれば、一定の強度の光源を用いて測定したことに相当するものとするれば、窓関数  $W_i$  を取り入れた離散的フーリエ変換は、式(48)に対応するものとして、次式となる。

## 【数 3 8】

$$R(x)^2 = \left[ \sum_{i=1}^N W_i P_i C_i \cos(2k_i x) \right]^2 + \left[ \sum_{i=1}^N W_i P_i C_i \sin(2k_i x) \right]^2 \quad (49)$$

- 窓関数を用いることは、実効的には、光源のスペクトル形状を窓関数の型にすることに対応する。補正係数  $C_i$  を乗ずることは、実効的な光源のスペクトルを、出来るだけ近似よく設定したい窓関数の形状に近づけることに対応する。このように、FD-OCT の利点は、スイッチ光源の場合も、数値計算において、全体の実効的な光源スペクトル形状を、望ましい関数型に設定できる点にもある。
- 尚、図 29 には可変波長光源のスペクトルが隣接した場合が記載されているが、間隔が開いていてもかまわない。この場合に得られる OCT 信号は、間隔が開いていない場合に得られる OCT 信号から、上記開いている間隔に存在する全波数を使って得られる OCT 信号を差し引いたものになる。従って、この間隔が広すぎない限り、差し引くべき OCT 信号はブロードな小さなピークなので、信号の変形は僅かなものである。

また、上記第 43 の発明において、出力可能波数を互いに補うように波数掃引を可能にするとは、図 32 のように、波数範囲を広げるように (即ち、可変波長光源

の波数掃引範囲を超えた波数掃引を可能にするように) する場合も考えられるし、  
図 34 のように、2 つの光源の波数間隔が同じものを、互いの波数を少しずらして  
2 つの光源を合わせ、結果的に波数間隔を狭くした 1 つの光源として考えられるよ  
うにする場合もある。

- 5 可変波長光源が、波数を離散的に切り替え可能である場合の、波数の走査法の  
例を、図 32 乃至図 34 に示す。

図 32 の場合、個々の波数掃引範囲の幅が限定されているとき、波数範囲が丁度  
隣接する 2 つの離散的な可変波長光源を順次走査し、走査範囲を広げる場合が示し  
てある。波数範囲を広げることによって、OCT 測定 of 分解能を向上させることがで  
10 きる。

図 33 は、波数の走査が必ずしも漸増又は漸減である必要はなく、不規則に走査  
しても、測定時間内に所定の波数を全て走査できさえすればよいことを示してい  
る。ここで所定の波数は、等間隔で並んだ波数の集合であることが望ましいが、  
必ずしもこれに限られるものではなく、波数間隔が一定でない波数の集合であつ  
15 てもよい。波数間隔が一定でない場合は、断層像構築のための計算処理において、  
それを考慮すればよい。不規則に走査が出来ることによって、ある 1 つの光源で  
は出射できない波長を、他の光源で出射して、所定の波数を得ることが出来る。

図 34 は、2 つの光源の波数の走査が、互いに波数間隔を補完する場合が示して  
ある。波数間隔の逆数が、試料の測定距離に比例する。1 つの光源では最小の波数  
20 間隔が制限されているが、別の光源で同じ波数間隔でも、波数領域を丁度補完で  
きる場合、図 34 に示す走査によって、波数間隔を縮め、測定可能な試料の深さを  
増すことができる。

### <第6の実施の形態>

図26に、本発明によるOCT装置の一例を示す。また、図27にはOCT装置の光源として用いる可変波長光発生装置の構成を示し、図28には可変波長光発生装置の他の構成を示す。

- 5 図26に示すOCT装置では、その光源（可変波長光発生装置）としてスイッチ光源2131を用いている。スイッチ光源2131は、図27に示すように波数掃引範囲の異なる複数の可変波長光源2041の出力を合わせて出力するように構成された発光部2043と、各可変波長光源2041を順次掃引することによって個々の可変波長光源の波数掃引範囲を超えた波数掃引を可能にする制御装置2044とからなる。尚、
- 10 波数掃引は、一方向の掃引には限らず、例えば不規則に波数を選択し最終的に全波数範囲を選択するものであっても良い。

スイッチ光源2131は、図27の光結合器2042に代えて図28の光スイッチ2045を用いても良い。異なる波長の光を、光結合器を用いて結合しようとする、結合損失が起きやすい。しかし、光スイッチ特に機械式のものをを用いれば結合損失

15 は原理的にはなくすることができる。この場合、制御装置2044は波数掃引中の可変波長光源2041が出力側に接続される様に光スイッチ2045を制御する。また、スイッチ光源特に発光部2043のモノリシック化は可能である。

- 可変波長光源2041は、例えば超周期構造回折格子分布反射半導体レーザ（非特許文献4）を用いることができる。可変波長範囲（簡単のため、波長で表現する）
- 20 としては、例えば1450 nm～1490 nm、1490 nm～1530 nm、1530 nm～1570 nm、1570 nm～1610 nmの4つの可変波長光源2041を用いる。この波長範囲で、波数間隔を等間隔として1600波数の走査を行う。可変波長光源2041としては、サンブ

ルド・グレーティング・分布反射型半導体レーザ（SG-DBR レーザ、米国特許 4,896,325 号）及びグレーティング・カプラ・リフレクタ・レーザ（Grating Coupler Sampled Reflector Laser, GCSR レーザ）を用いることもできる。

5 スイッチ光源 2131 から出射された光は、第 1 のカプラ 2133 によって 70:30 の割合で 2 分割される。そして、ここで分割された光の一方（分割割合 70%）は測定光として、オプティカルサーキュレータ 2134 を介して測定対象 2137 に導かれる。測定対象 2137 によって反射（又は、後方散乱）された信号光 2145 は再び光ファイバ 2147 に入射し、オプティカルサーキュレータ 2134 によって第 2 のカプラ 2138 に導かれる。信号光は第 2 のカプラ 2138 によって、第 1 のカプラ 2133 で分  
10 割された他方の光（参照光）と合波される。オプティカルサーキュレータ 2134 を利用することによって、マッハツェンダ型の干渉計を構築することができる。尚、光ファイバ 2147 から出力する測定光は、レンズ 2135 によって細い平行ビームに成形してから測定対象 2137 に照射する。

以上の例では、マッハツェンダ型の干渉計を用いているが、マイケルソン干渉  
15 計（図 36(b)）を用いることもできる。この場合には、スイッチ光源 2131 から出射される光を分割する手段と信号光と参照光を合波する手段は同一のもの（例えば、ビームスプリッタ 2007）となる。更に、測定対象に測定光を照射する手段とその反射光を捕捉する手段が同一の場合を例示したが、これらは別々であって良  
20 しい。例えば、オプティカルサーキュレータ 2134 から走査ミラー 2136 までの光学装置に代え、先端にレンズを備え平行ビームを出射できるようにした光ファイバ A を第 1 のカプラ 2133 に接続すると共に、第 2 のカプラ 2138 に光ファイバ A と同

じ構造で光ファイバAに平行に密着させた光ファイバB（レンズ同士も密着させる）を接続しても良い。

断層像を得るためのBスキャンは、光ファイバ2147と測定対象2137との間に介在させた走査ミラー2136によって測定光を測定対象2137の表面で一直線に走査することによって実現される。波数の走査はAスキャンと称する。尚、第1、及び第2のカプラ2133、2138は、方向性結合器によって構成されている。第2のカプラ2138の出力は、光検出機能を有する差動アンプ2139で検出される。この検出によって式(45)における直流成分が除かれる。差動アンプ2139の出力は、アナログ/デジタル変換機（図示せず）に入力され、そのデジタル出力は計算機2141に導かれ、計算機2141で計算処理されてコヒーレント干渉波形すなわち後方後方散乱強度分布を合成する（特許文献5、非特許文献9）。尚、上記計算機2141は、スイッチ光源2131の制御装置2044に対する波数掃引などの制御命令も行う。

このようなFD-OCT装置によれば、干渉光をフーリエ変換して得られるOCT信号 $R(x)$ の半値全幅は次式で表されるので、波数掃引範囲1450 nm～1610 nmのスイッチ光源を用いることによって生体内（屈折率1.38）の分解能6.4  $\mu\text{m}$ を実現できる。更に、可変波長光源の数を増やした波数掃引範囲1.30  $\mu\text{m}$ ～1.61  $\mu\text{m}$ のスイッチ光源を用いることによって生体内（屈折率1.38）の分解能3.0  $\mu\text{m}$ を実現できる。

【数39】

$$\frac{3.79}{W_k} \dots \dots \dots (50)$$

20

分解能は、 $R(x)$ 信号より $R(x)^2$ の方が優れている。 $R(x)^2$ を信号として用いた場合の半値全幅は

【数 40】

$$\frac{2.78}{W_k} \dots\dots\dots (51)$$

となるので、生体中の分解能は、波数掃引範囲 1450 nm～1610 nm のスイッチ光源を用いると 4.7  $\mu$ m、波数掃引範囲 1.30  $\mu$ m～1.61  $\mu$ m のスイッチ光源を用いると 2.2  $\mu$ m を実現できる。詳しくは、波長範囲 1.57  $\mu$ m～1.61  $\mu$ m の単一光源では生体中の半値幅が 20  $\mu$ m、2 つの光源を合成した場合（波長範囲 1.53  $\mu$ m～1.61  $\mu$ m）には 9.9  $\mu$ m、4 つの光源を合成した場合（波長範囲 1.45  $\mu$ m～1.61  $\mu$ m）には 4.7  $\mu$ m、8 つの光源を合成した場合（波長範囲 1.30  $\mu$ m～1.61  $\mu$ m）には 2.2  $\mu$ m である。サイドローブの大きさは、光源の数には関係なくメインピークの大きさの 0.047 倍である。

上記波長範囲を波数範囲に置き換えると以下のようなことが言える。。すなわち、波数範囲がそれぞれ 0.20  $\mu$ m（例えば、波長範囲 1530 nm～1610 nm）以上、0.43  $\mu$ m（例えば、波長範囲 1450 nm～1610 nm）以上、0.93  $\mu$ m（例えば、波長範囲 1450 nm～1610 nm）以上であれば、生体中の分解能はそれぞれ 9.9  $\mu$ m 以下、4.6  $\mu$ m 以下、2.2  $\mu$ m 以下となる。

また、ノイズフロアーも 40 dB 以上低下している。窓関数を使用するとサイドローブを取り除くとともにノイズフロアーを大幅に低減する事も出来るが、一方、図 31 から分かるように分解能は劣化する。従って、単一可変波長光源を用いた OFDR-OCT に窓関数を使用することには、必要な分解能が確保できないという負の側面がある。しかし、広帯域されたスイッチ光源を用いる場合には、元々が高分解能なので窓関数による分解能の低下を考慮しても十分な分解能が得られるとい

う利点がある。なお、窓関数としてはガウシアン窓以外にも、Welch 窓、Parzen 窓、Hanning 窓、Hamming 窓等を用いることができる。

一方、合成光源（中心波長のみが異なる広帯域光源を合成したもの）では、波長範囲  $1.57 \mu\text{m} \sim 1.61 \mu\text{m}$  の単一の広帯域光源では生体中の半値幅が  $20 \mu\text{m}$ 、2  
5 つの光源を合成した場合（波長範囲  $1.53 \mu\text{m} \sim 1.61 \mu\text{m}$ ）には  $13 \mu\text{m}$ 、4 つの光源を合成した場合（波長範囲  $1.46 \mu\text{m} \sim 1.61 \mu\text{m}$ ）には  $6.7 \mu\text{m}$  である。サイドローブの大きさは、4 つの光源を合成した場合でメインピークの大きさに対して  $0.27$  倍となる。

以上の説明では、波数が離散的に切り替える可変波長光発生装置についてののみ  
10 説明してきたが、波数を連続的に切り替えてもよい。この場合には、OFDR-OCT ではなくチャープ OCT（例えば、非特許文献 3 参照。）に対する可変波長光発生装置として本発明は機能し、サイドローブを増大させることなく分解能を向上させられる等の効果は FD-OCT に対するものと同様に奏される。

## 15 産業上の利用可能性

### 《A》可変波長光発生装置及び OCT 装置

この発明は、OCT 用の可変波長光発生装置及び OCT 装置に関するものであり、特に従来の OCT では困難であった制止困難な生体部分の断層観察を行う場合に適用して有用なものであり、また、制止可能な部分の断層観察を行う場合に適用して

## 20 も有用なものである

### 《B》歯の OCT 用可変波長光発生装置及び歯の OCT 装置

本発明に係る歯の OCT 用可変波長光発生装置及び歯の OCT 装置は、これを生産することによって精密機器等の製造業において利用されるものである。



## 請 求 の 範 囲

1. 光を測定対象に照射し該測定対象の内部で発生する反射光又は後方散乱光を検出器で検出することにより、該測定対象の深さ方向の構造を測定する光干渉  
5 トモグラフィ装置に利用する可変波長光発生装置であって、前記光の波数を階段状に切り替え可能な構成としたことを特徴とする可変波長光発生装置。
2. 前記波数の可変範囲の幅が  $4.7 \times 10^{-2} \mu\text{m}^{-1}$  以上且つ出射光の周波数幅が 13 GHz 以下の可変波長光発生装置であって、 $3.1 \times 10^{-4} \mu\text{m}^{-1}$  以下の波数間隔且つ 530  $\mu\text{s}$  以下の時間間隔で波数を階段状に切り替え可能な手段を有する、請求項 1 に  
10 記載の可変波長光発生装置。
3. 前記波数の可変範囲の幅が  $4.7 \times 10^{-2} \mu\text{m}^{-1}$  以上且つ出射光の周波数幅が 52 GHz 以下の可変波長光発生装置であって、 $12.4 \times 10^{-4} \mu\text{m}^{-1}$  以下の波数間隔且つ 530  $\mu\text{s}$  以下の時間間隔で波数を階段状に切り替え可能な手段を有する、請求項 1 に記載の可変波長光発生装置。
- 15 4. 可変波長光源と、前記可変波長光源の出力光を第 1 の光線と第 2 の光線に分割する手段と、第 1 の光線を測定対象に照射する手段と、前記測定対象によって反射又は後方散乱された第 1 の光線と第 2 の光線を合波する手段と、前記合波する手段によって合波された出力光の強度を前記可変波長光源の波数毎に測定する手段と、前記測定する手段によって前記波数毎に得られる前記出力  
20 光の強度の集合から第 1 の光線が測定対象によって反射又は後方散乱された位置を前記測定対象の深さ方向に対して特定する手段と、を有する光干渉トモグラフィ装置の前記可変波長光源として使用される可変波長発生装置であって、  
分解能が  $80 \mu\text{m}$  以下になるように波数の可変範囲の幅を広くし、測定範囲が 10 mm 以上になるように出射光の周波数幅及び波数間隔を狭くし、

且つ、前記分解能を速度 1 mm/s で除した第 1 の値を前記可変範囲の幅を前記波数間隔で除した第 2 の値で除して得られる時間以下の時間間隔で波数を階段状に切り替え可能な手段を有する可変波長光発生装置。

5. 可変波長光源と、前記可変波長光源の出力光を第 1 の光線と第 2 の光線
- 5 に分割する手段と、第 1 の光線を測定対象に照射する手段と、前記測定対象によって反射又は後方散乱された第 1 の光線と第 2 の光線を合波する手段と、前記合波する手段によって合波された出力光の強度を前記可変波長光源の波数毎に測定する手段と、前記測定する手段によって前記波数毎に得られる前記出力光の強度の集合から第 1 の光線が測定対象によって反射又は後方散乱された位置と強度を前記測定対象の深さ方向に対して特定する手段と、を有する光干渉
- 10 トモグラフィ装置の前記可変波長光源として使用される可変波長発生装置であって、

分解能が  $80\text{ }\mu\text{m}$  以下になるように波数の可変範囲の幅を広くし、測定範囲が 10 mm 以上になるように出射光の周波数幅及び波数間隔を狭くし、

- 15 且つ、前記分解能を速度 1 mm/s で除した第 1 の値を前記可変範囲の幅を前記波数間隔で除した第 2 の値で除して得られる時間以下の時間間隔で波数を階段状に切り替え可能な手段を有する可変波長光発生装置。

6. 可変波長光源と、前記可変波長光源の出力光を第 1 の光線と第 2 の光線
- 20 に分割する手段と、第 1 の光線を測定対象に照射する手段と、前記測定対象によって反射又は後方散乱された第 1 の光線と第 2 の光線を合波する手段と、前記合波する手段によって合波された出力光の強度を前記可変波長光源の波数毎に測定する手段と、前記測定する手段によって前記波数毎に得られる前記出力光の強度の集合から第 1 の光線が測定対象によって反射又は後方散乱された位置と強度を前記測定対象の深さ方向に対して特定する手段と、を有する光干渉

トモグラフィ装置の前記可変波長光源として使用される可変波長発生装置であつて、

分解能が  $80\text{ }\mu\text{m}$  以下になるように波数の可変範囲の幅を広くし、測定範囲が  $2.5\text{ mm}$  以上になるように出射光の周波数幅及び波数間隔を狭くし、

- 5 且つ、前記分解能を速度  $4\text{ mm/s}$  で除した第 1 の値を前記可変範囲の幅を前記波数間隔で除した第 2 の値で除して得られる時間以下の時間間隔で波数を階段状に切り替え可能な手段を有する可変波長光発生装置。

7. 前記第 1 の光線を測定対象に照射する手段が、第 1 の光線の前記測定対象に対する照射位置を走査可能であり、

- 10 且つ、前記特定する手段によって特定された情報と前記照射位置に関する情報に基づいて、前記測定対象の断層像を構築する手段を有する請求項 4 乃至請求項 6 のいずれか 1 項に記載の可変波長光発生装置。

8. 前記特定する手段が前記出力光の強度と前記波数からなる実数の組み合わせをフーリエ変換するものであることを特徴とする請求項 4 乃至請求項 7 の

- 15 いずれか 1 項に記載の可変波長発生装置。

9. 複数の前記断層像を構築することによって、前記測定対象の断層像の動面を構築する手段を有することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 8 のいずれか 1 項に記載の可変波長発生装置。

10. 可変波長発生装置を構成する発光素子が可変波長レーザであることを  
20 特徴とする請求項 1 乃至請求項 9 のいずれか 1 項に記載の可変波長発生装置。

11. 変波長光発生装置を構成する発光素子が超周期構造回折格子分布反射型半導体レーザであることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 10 のいずれか 1 項に記載の可変波長光発生装置。

12. 可変波長光発生装置を構成する発光素子がサンプルド・グレーティン

グ分布反射型半導体レーザであることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 10 のいずれか 1 項に記載の可変波長光発生装置。

1 3. 請求項 1 乃至請求項 12 のいずれか 1 項に記載の可変波長光発生装置を光源として用いることを特徴とする光干渉トモグラフィ装置。

- 5 1 4. 請求項 1 乃至請求項 12 のいずれか 1 項に記載の可変波長光発生装置と、該可変波長光発生装置の出力光を第 1 の光線と第 2 の光線に分割する手段と、第 1 の光線を測定対象に照射する手段と、前記測定対象によって反射又は後方散乱された第 1 の光線と第 2 の光線を合波する手段と、前記合波する手段によって合波された出力光の強度を前記可変波長光発生装置の波数毎に測定する手段と、前記測定する手段によって前記波数毎に得られる前記出力光の強度の集合から第 1 の光線が測定対象によって反射又は後方散乱された位置を前記測定対象の深さ方向に対して特定する手段と、を有する光干渉トモグラフィ装置。

- 1 5. 請求項 1 乃至請求項 12 のいずれか 1 項に記載の可変波長光発生装置と、該可変波長光発生装置の出力光を第 1 の光線と第 2 の光線に分割する手段と、  
15 第 1 の光線を測定対象に照射する手段と、前記測定対象によって反射又は後方散乱された第 1 の光線と第 2 の光線を合波する手段と、前記合波する手段によって合波された出力光の強度を前記可変波長光発生装置の波数毎に測定する手段と、前記測定する手段によって前記波数毎に得られる前記出力光の強度の集合から第 1 の光線が測定対象によって反射又は後方散乱された位置と強度を前  
20 記測定対象の深さ方向に対して特定する手段と、を有する光干渉トモグラフィ装置。

1 6. 前記第 1 の光線を測定対象に照射する手段が第 1 の光線の照射位置を走査可能であり、且つ、前記特定する手段によって特定された情報と前記照射位置に関する情報に基づいて、前記測定対象の断層像を構築する手段を有する

ことを特徴とする請求項 14 又は請求項 15 に記載の光干渉トモグラフィ装置。

17. 前記特定する手段が、前記出力光の強度と前記波数からなる実数の組合せをフーリエ変換するものであることを特徴とする請求項 14 乃至請求項 16 のいずれか 1 項に記載の光干渉トモグラフィ装置。

5 18. 複数の前記断層像を構築することによって前記測定対象の断層像の動画を構築する手段を有することを特徴とする請求項 14 乃至請求項 17 のいずれか 1 項に記載の光干渉トモグラフィ装置。

19. 請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか 1 項に記載の可変波長光発生装置と、  
前記可変波長光発生装置の出力光を分割することなく試料に導く試料光路と、  
10 前記試料光路の照射光の一部を試料光路に沿ってもどす部分反射機構と、  
前記試料光路に沿った試料からの反射光及び後方散乱光と部分反射機構からの反射光とを光検出器に導く光検出光路と  
を有することを特徴とする光干渉トモグラフィ装置。

20. 請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか 1 項に記載の可変波長光発生装置と、  
15 前記可変波長光発生装置の出力光を分割することなく試料に導く試料光路と、  
前記試料光路において、所望の偏光特性を持たせて前記試料光路に沿って一部の光を反射する部分反射機構と、

前記試料光路において部分反射機構を透過した光を所望の偏光特性を持たせた後試料に照射する試料光偏光特定機構と、

20 試料からの反射光及び後方散乱光と部分反射機構からの反射光とを、入射光を偏光方向が直交する二成分に分割する手段に導く光検出光路と、

入射光を偏光方向が直交する二成分に分割する前記手段の二つの出力をそれぞれ光検出器と増幅器を用いて検出し、該増幅器の出力データを計算機に送り込み、該計算機の計算処理によって、試料の偏光特性を示す断層像を構築する

ことを特徴とする光干渉トモグラフィ装置。

2 1. 波長を  $0.9\mu\text{m}$  から  $5.0\mu\text{m}$  の範囲内で階段状に切り替えできることを特徴とする歯の光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置。

2 2. 前記波数の可変範囲の幅が  $4.7\times 10^{-2}\mu\text{m}^{-1}$  以上であり、出射光の周波数幅が 13 GHz 以下であり、波数間隔が  $3.1\times 10^{-4}\mu\text{m}^{-1}$  以下であり、530  $\mu\text{s}$  以下の時間間隔で波数を階段状に切り替えできることを特徴とする請求項 21 に記載の歯の光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置。

2 3. 請求項 21 又は請求項 22 に記載の歯の光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置を可変波長光発生手段として光源に用いていることを特徴とする歯の光干渉トモグラフィ装置。

2 4. 歯の偏光特性を測定する偏光特性測定手段を具備していることを特徴とする請求項 23 に記載の歯の光干渉トモグラフィ装置。

2 5. 前記偏光特性測定手段が、

前記可変波長光発生手段から発生した光の偏光方向を制御して測定光と参照光とに分割する主分割手段と、

前記主分割手段で分割された前記測定光を口腔内の歯に照射する測定光照射手段と、

前記歯に照射されて反射した信号光を捕捉する信号光捕捉手段と、

前記信号光捕捉手段で捕捉された前記信号光を 2 以上の偏光方向成分に分離し、前記主分割手段で分割された前記参照光とそれぞれ合波する合波手段と、

合波された偏光方向の異なる信号の光の強度に基づいて、前記歯の偏光特性を求める演算制御手段と

を具備していることを特徴とする請求項 24 に記載の歯の光干渉トモグラフィ装置。

26. 前記偏光特性測定手段が、

前記可変波長光発生手段から発生した光を測定光と参照光とに分割する主分割手段と、

5 前記主分割手段で分割された前記測定光を口腔内の歯に照射する測定光照射手段と、

前記歯に照射されて反射した信号光を捕捉する信号光捕捉手段と、

前記信号光捕捉手段で捕捉された前記信号光と前記主分割手段で分割された前記参照光とを合波する合波手段と、

10 前記可変波長光発生手段から発生させる前記光を目的とする波長領域となるように当該可変波長光発生手段を制御すると共に、当該可変波長光発生手段から発生させた光の波長領域及び前記合波手段で合波された光の強度に基づいて、前記歯の特性を求める演算制御手段とを具えると共に、

前記演算制御手段が、異なる複数の波長領域の光を発生させるように前記可変波長光発生手段を制御すると共に、前記合波手段で合波された前記光の強度  
15 を波長領域ごとに求めることにより前記歯の特性を求めるものである

ことを特徴とする請求項 23 乃至請求項 25 のいずれか 1 項に記載の歯の光干渉トモグラフィ装置。

27. 可変波長光発生手段と、

前記可変波長光発生手段から発生した光を測定光と参照光とに分割する主分割  
20 手段と、

前記主分割手段で分割された前記測定光を口腔内の歯に照射する測定光照射手段と、

前記歯に照射されて反射した信号光を捕捉する信号光捕捉手段と、

前記信号光捕捉手段で捕捉された前記信号光と前記主分割手段で分割された前記参照光とを合波する合波手段と、

- 前記可変波長光発生手段から発生させる前記光を目的とする波長領域となるように当該可変波長光発生手段を制御すると共に、当該可変波長光発生手段から発生させた光の波長領域及び前記合波手段で合波された光の強度に基づいて、
- 5 前記歯の特性を求める演算制御手段とを具えると共に、

- 前記演算制御手段が、異なる複数の波長領域の光を発生させるように前記可変波長光発生手段を制御すると共に、前記合波手段で合波された前記光の強度を波長領域ごとに求めることにより前記歯の特性を求めるものである
- 10 ことを特徴とする歯の光干渉トモグラフィ装置。

28. 前記演算制御手段が、前記合波手段で合波された前記光の強度を各波長領域ごとに求めることにより前記歯の光吸収係数を求め、当該光吸収係数に基づいて当該歯の特性を求めるものであることを特徴とする請求項 26 又は請求項 27 に記載の歯の光干渉トモグラフィ装置。

- 15 29. 前記演算制御手段が、前記光吸収係数に基づいて、前記歯のエナメル質又は象牙質の組成物の単位体積当たりの存在量を求めるものであることを特徴とする請求項 28 に記載の歯の光干渉トモグラフィ装置。

30. 前記演算制御手段が、前記光吸収係数に基づいて、さらに、前記歯のエナメル質又は象牙質の単位体積当たりの水分の存在量を求めるものであることを特徴とする請求項 29 に記載の歯の光干渉トモグラフィ装置。
- 20

31. 前記可変波長光発生手段が、可変波長半導体レーザ光発生装置であることを特徴とする請求項 23 乃至請求項 30 のいずれか 1 項に記載の歯の光干渉トモグラフィ装置。

32. 可変波長光発生手段と、



前記可変波長光発生手段から発生した光を測定光と参照光とに分割する主分割手段と、

前記主分割手段で分割された前記測定光を口腔内の歯に照射する測定光照射手段と、

5 前記歯に照射されて反射した信号光を捕捉する信号光捕捉手段と、

前記信号光捕捉手段で捕捉された前記信号光と前記主分割手段で分割された前記参照光とを合波する合波手段と、

前記可変波長光発生手段から発生させる前記光を目的とする波長領域となるように当該可変波長光発生手段を制御すると共に、当該可変波長光発生手段から発生させた光の波長領域及び前記合波手段で合波された光の強度に基づいて、  
10 前記歯の特性を求める演算制御手段とを具えると共に、

前記可変波長光発生手段が、可変波長半導体レーザ光発生装置であることを特徴とする歯の光干渉トモグラフィ装置。

33. 前記可変波長光発生手段が、 $1.2\mu\text{m}$ から $5.0\mu\text{m}$ の間の波長範囲の光を  
15 発生させるものであることを特徴とする請求項 27 又は請求項 32 に記載の歯の光干渉トモグラフィ装置。

34. 前記可変波長光発生手段が、 $1.2\mu\text{m}$ から $5.0\mu\text{m}$ 以内に $1.3\mu\text{m}$ から $1.6\mu\text{m}$ より広い波長範囲の光を発生させるものであることを特徴とする請求項 33 に記載の歯の光干渉トモグラフィ装置。

20 35. 前記主分割手段と前記合波手段とが兼用された主分割・合波手段であることを特徴とする請求項 33 又は請求項 34 に記載の歯の光干渉トモグラフィ装置。

36. 前記測定光照射手段と前記信号光捕捉手段とが兼用された照射・捕捉手段であることを特徴とする請求項 33 乃至請求項 35 のいずれか 1 項に記載の歯の光干渉トモグラフィ装置。

37. 前記照射・捕捉手段が、可撓性を有すると共に少なくとも先端側で光透過性を有する外筒と、

前記外筒の内部に周方向に回転できるように配設されて先端側に前記測定光及び前記信号光の入出光窓を形成された可撓性を有する内筒と、

前記内筒の内部に配設されて、前記測定光及び前記信号光を案内する光ファイバと、

10 前記内筒の内部の先端側に設けられて前記光ファイバの先端側と当該内筒の前記入出光窓との間を光学的に連絡する連絡手段とを有するプローブを具えている

ことを特徴とする請求項 36 に記載の歯の光干渉トモグラフィ装置。

38. 前記プローブが、前記外筒の先端側に目視確認用の観察ミラーを有していることを特徴とする請求項 37 に記載の歯の光干渉トモグラフィ装置。

39. 光の波数を階段状に切り替え可能な可変波長光発生装置を具え、

該可変波長光発生装置が発生する光を測定対象に照射し該測定対象の内部で発生する反射光又は後方散乱光を検出器で検出することにより、該測定対象の深さ方向の構造を測定する光干渉トモグラフィ装置において、

20 前記測定対象が生体組織であることを特徴とする光干渉トモグラフィ装置。

40. 請求項 1 乃至 12 のいずれか 1 項に記載の可変波長光発生装置が発生する光を、人体を構成する組織に照射するステップと、

該人体を構成する組織の内部で発生する反射光又は後方散乱光を検出器で検出するステップと、

該検出器で検出した検出データに基づいて、前記人体を構成する組織の深さ方向の構造を光干渉トモグラフィによって生成するステップと

を具えることを特徴とする人体を構成する組織の診断方法。

- 4 1. 波数掃引範囲の異なる複数の可変波長光源の出力を合わせて出力する  
5 発光部と、

前記可変波長光源を一つずつ掃引することによって個々の可変波長光源の波数掃引範囲を超えた波数掃引を可能にする制御装置と

を有してなることを特徴とする光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置。

- 4 2. 可変波長範囲が波数にして  $0.2 \mu\text{m}^{-1}$  以上であることを特徴とする請求  
10 項 41 に記載の光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置。

- 4 3. 掃引波数の異なる複数の可変波長光源の出力を合わせて出力する発光  
部と、

- 前記可変波長光源を一つずつ掃引することによって個々の可変波長光源の出  
力可能波数を互いに補うように波数掃引を可能にする制御装置と、を有してな  
15 ることを特徴とする光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置。

- 4 4. 前記掃引波数の異なる複数の可変波長光源が、波数を階段状に切り替  
え可能であることを特徴とする請求項 41 乃至 43 のいずれか 1 項に記載の光干  
渉トモグラフィ用可変波長光発生装置。

- 4 5. 前記発光部が光スイッチを備え、前記光スイッチによって前記出力を  
20 合わせて出力することを特徴とする請求項 41 乃至請求項 44 のいずれか 1 項に  
記載の光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置。

- 4 6. 前記可変波長光源が、可変波長半導体レーザからなることを特徴とす  
る請求項 41 乃至請求項 45 のいずれか 1 項に記載の光干渉トモグラフィ用可変  
波長光発生装置。

47. 可変波長光発生装置と、  
前記可変波長光発生装置の出力光を測定光と参照光に分割する手段と、  
前記測定光を測定対象に照射すると共に、前記測定光が前記測定対象によつて反射又は後方散乱された信号光を捕捉する手段と、
- 5 前記信号光と前記参照光とを合波する手段と、  
前記合波する手段によって合波された出力光の強度を前記可変波長光発生装置の波数毎に測定する手段と、  
前記測定する手段によって前記波数毎に計測された前記合波された出力光の強度の集合から前記測定光が前記測定対象によつて反射又は後方散乱された位置と反射又は後方散乱強度とを前記測定対象の奥行き方向に対して特定する手段とを有する光干渉トモグラフィ装置において、
- 10 前記可変波長光発生装置が、請求項 41 乃至 46 のいずれか 1 項に記載の可変波長光発生装置であることを特徴とする光干渉トモグラフィ装置。
48. 前記分割する手段と前記合波する手段が、同一の手段であることを特徴とする請求項 47 に記載の光干渉トモグラフィ装置。
- 15 49. 前記反射又は後方散乱された信号光を捕捉する手段に代えて、  
前記測定光を測定対象に照射する手段と、  
前記測定光が前記測定対象によつて反射又は後方散乱された信号光を捕捉する手段と、を有することを特徴とする請求項 47 又は請求項 48 に記載の光干渉トモグラフィ装置。
- 20 50. 前記特定する手段が、前記出力光の強度と前記波数からなる実数の組み合わせをフーリエ変換するものであることを特徴とする請求項 47 乃至 49 のいずれか 1 項に記載の光干渉トモグラフィ装置。

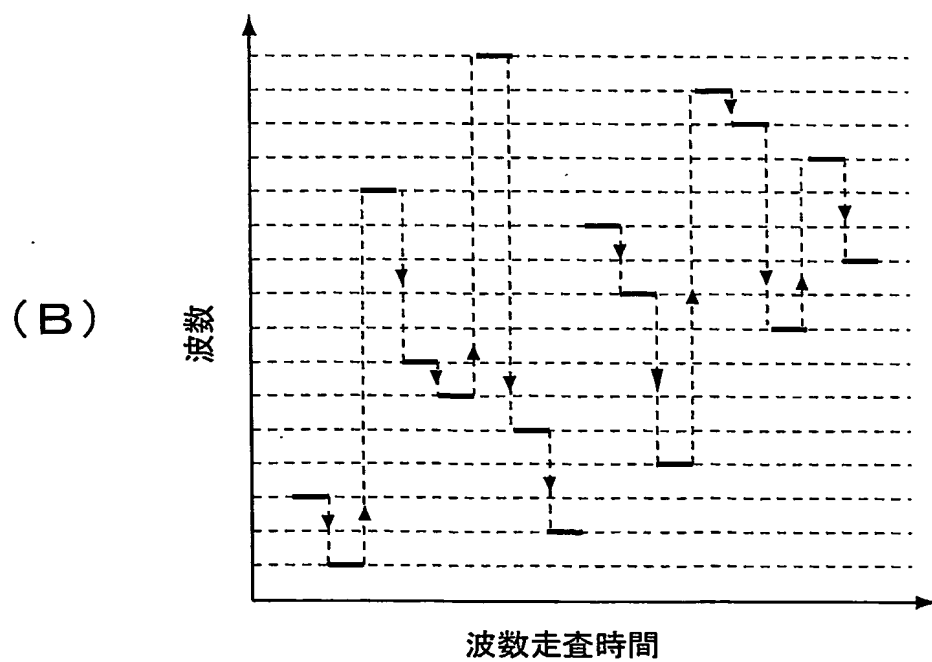
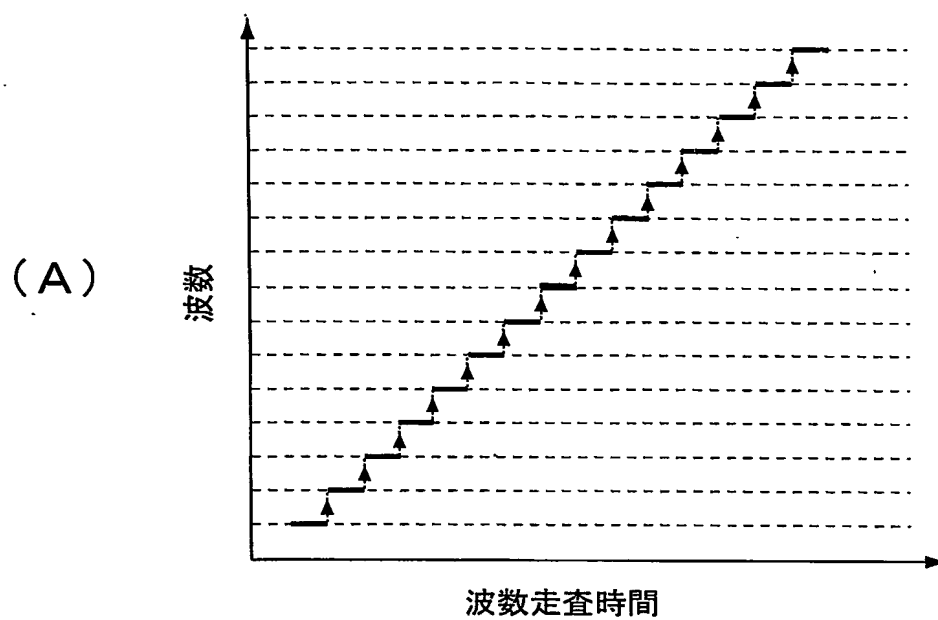
- 5 1. 請求項 41 乃至請求項 46 のいずれか 1 項に記載の可変波長光発生装置を用いたことを特徴とする光干渉トモグラフィ装置。
- 5 2. 前記特定する手段が、前記可変波長光発生装置の出力光の波数に対する強度の変動を補正するものであることを特徴とする請求項 47 乃至 50 のい  
5 ずれか 1 項に記載の光干渉トモグラフィ装置。
- 5 3. 前記特定する手段が、前記出力光の強度を、窓関数を使って補正することを特徴とする請求項 47 乃至 50、請求項 52 のいずれか 1 項に記載の光干渉トモグラフィ装置。
- 5 4. 周波数掃引範囲又は掃引波数の異なる複数の可変波長光源の出力を合  
10 わせて出力することを特徴とする光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置。
- 5 5. 前記特定する手段が、前記合波された出力光の強度と前記波数からなる実数の組み合わせをフーリエ変換するものであることを特徴とする請求項 47 乃至 50 のいずれか 1 項に記載の光干渉トモグラフィ装置。
- 5 6. 前記特定する手段が、前記可変波長光発生装置の出力光の波数に対する  
15 る強度の変動の影響を無くす様に前記合波された出力光の強度を補正するものであることを特徴とする請求項 55 に記載の光干渉トモグラフィ装置
- 5 7. 前記補正が、前記光干渉トモグラフィ装置の測定時に、前記波数を切替える毎に前記可変波長光発生装置の出力光の強度を逐次測定して得た値の逆数又は前記逆数に比例する数値を、前記合波された出力光の強度に乗ずるもの  
20 であることを特徴とする請求項 56 に記載の光干渉トモグラフィ装置。
- 5 8. 前記補正が、前記可変波長光発生装置の出力光の強度を前記波数毎に予め測定して得た値の逆数又は前記逆数に比例する数値を、前記合波された出力光の強度に乗ずるものであることを特徴とする請求項 56 に記載の光干渉トモグラフィ装置。

5 9. 前記特定する手段が、前記可変波長光発生装置の出力光の波数に対する強度の変動の影響を無くす様に補正された前記合波された出力光の強度又は前記合波された出力光の強度を窓関数を使って修正することを特徴とする請求項 55 乃至 58 のいずれか 1 項に記載の光干渉トモグラフィ装置。

- 5 6 0. 前記特定する手段が、前記可変波長光発生装置の出力光の波数に対する強度分布が、所望の窓関数と一致する場合に得られる測定結果と同じ測定結果が得られるように、前記合波された出力光を補正することを特徴とする請求項 55 に記載の光干渉トモグラフィ装置。

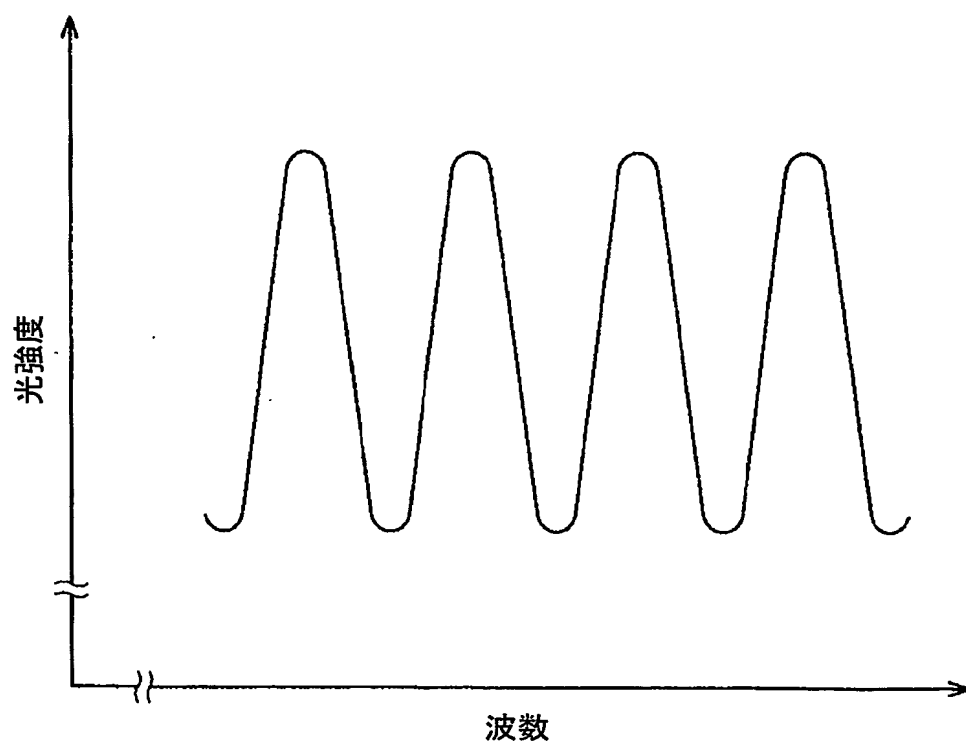
$\frac{1}{39}$ 

【図 1】



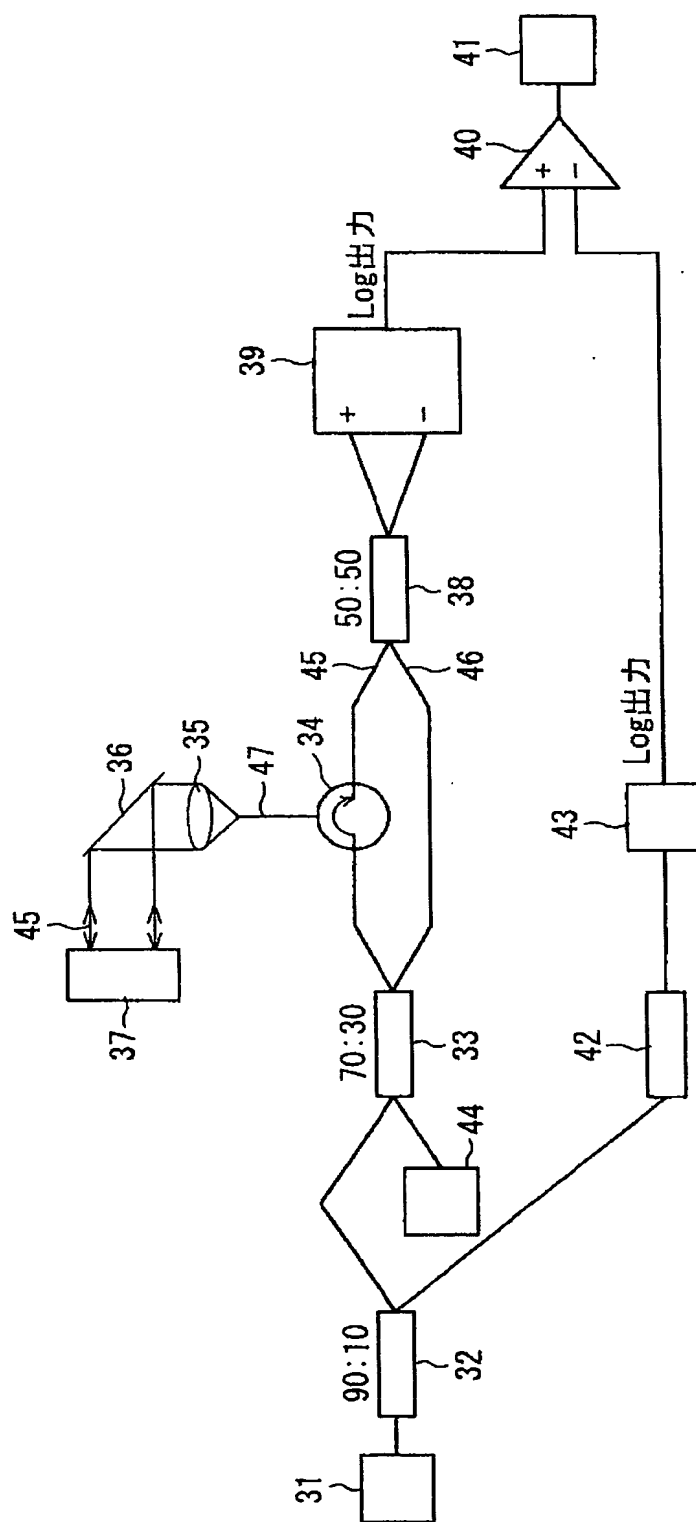
$\frac{2}{39}$ 

【図 2】



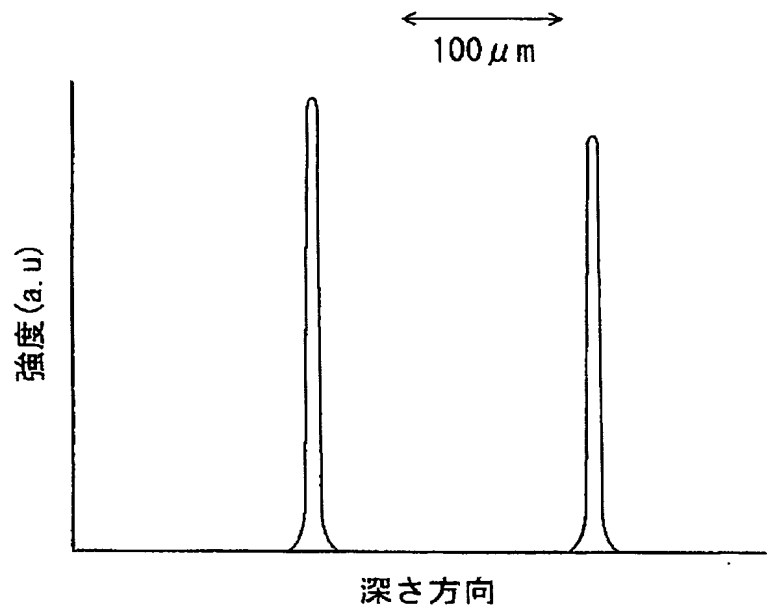


【3】



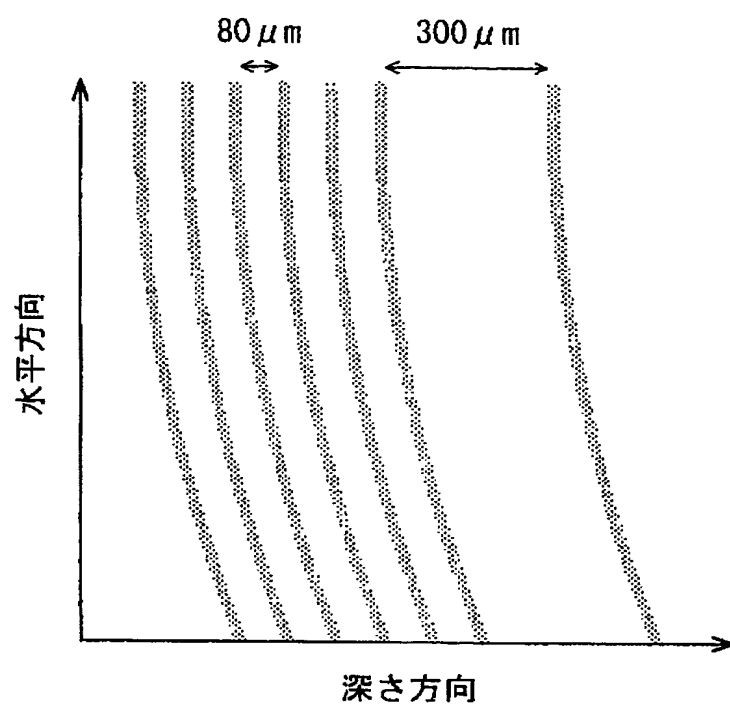
$\frac{4}{39}$

【図 4】



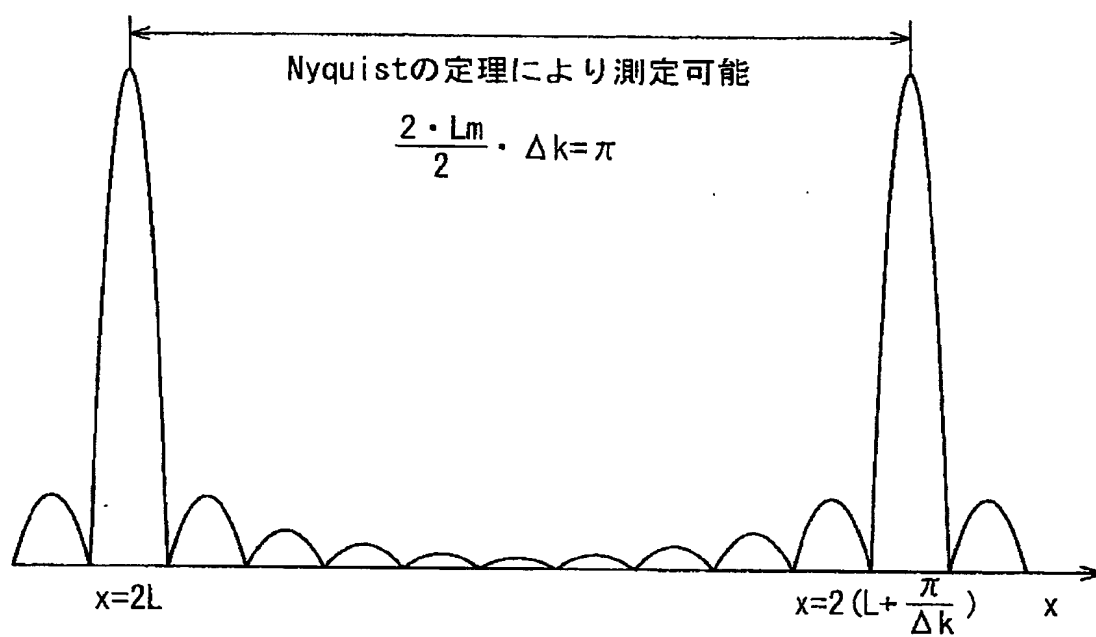
$\frac{5}{39}$ 

【図 5】



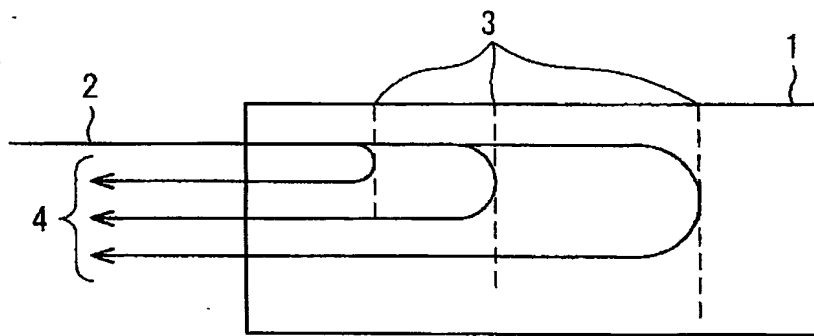
$$\frac{6}{39}$$

【図 6】



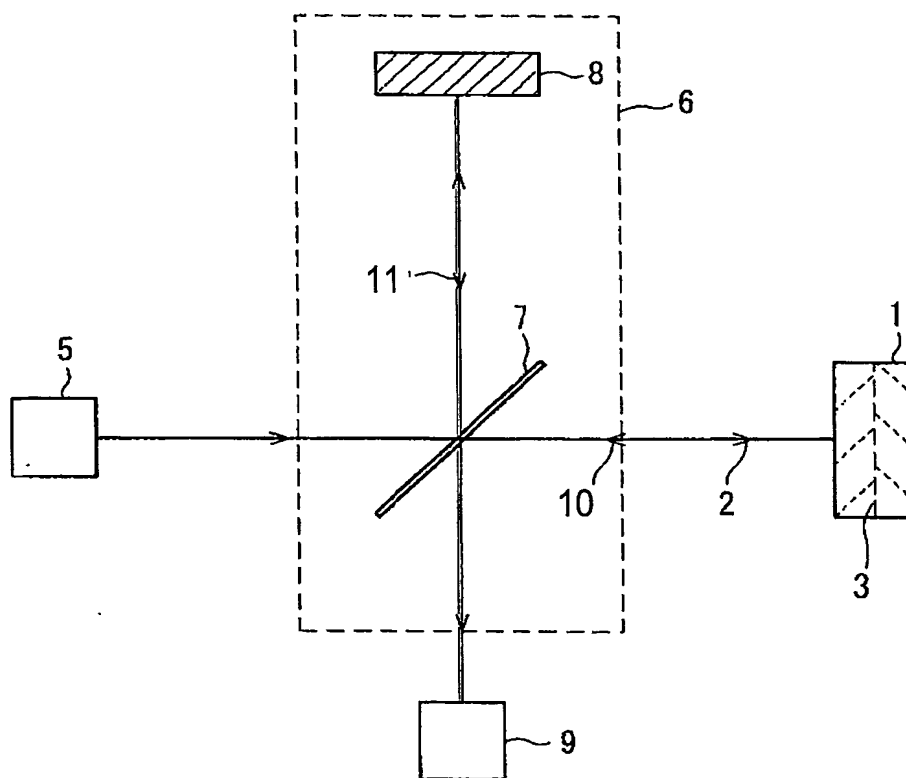
7/39

【図 7】



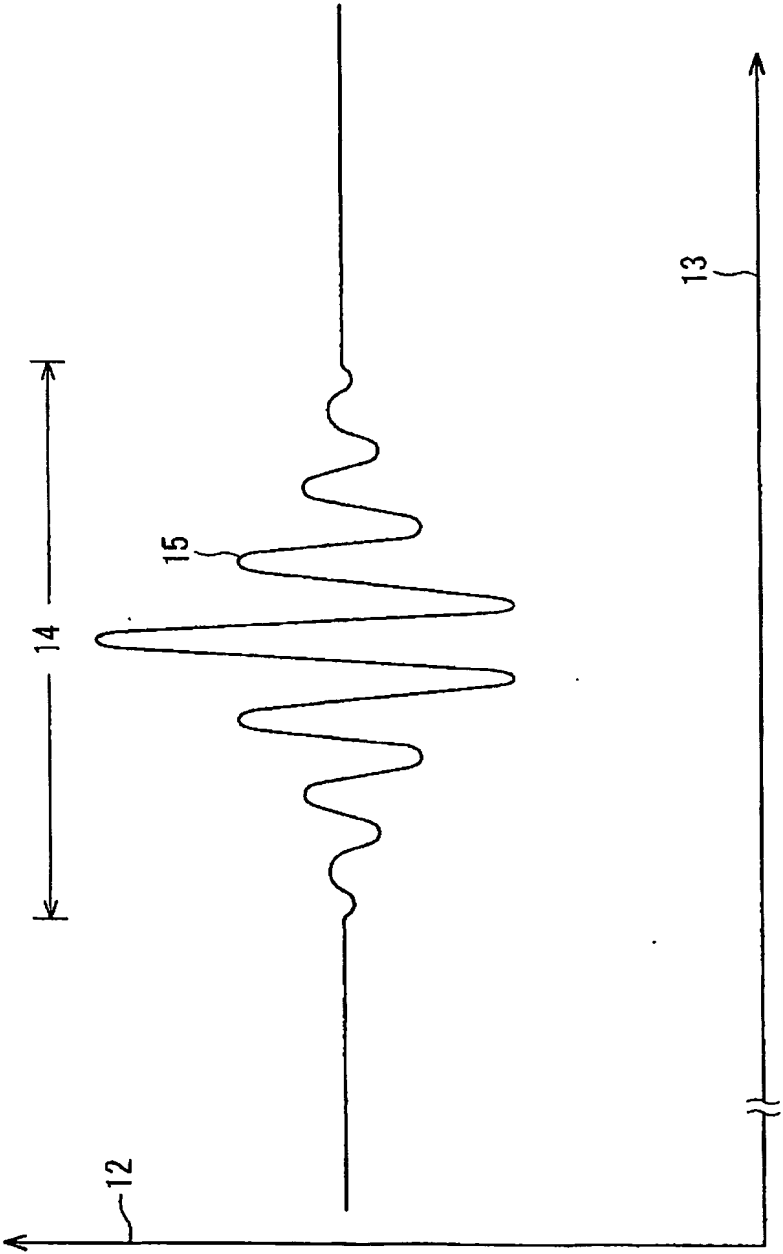
8/39

【図 8】



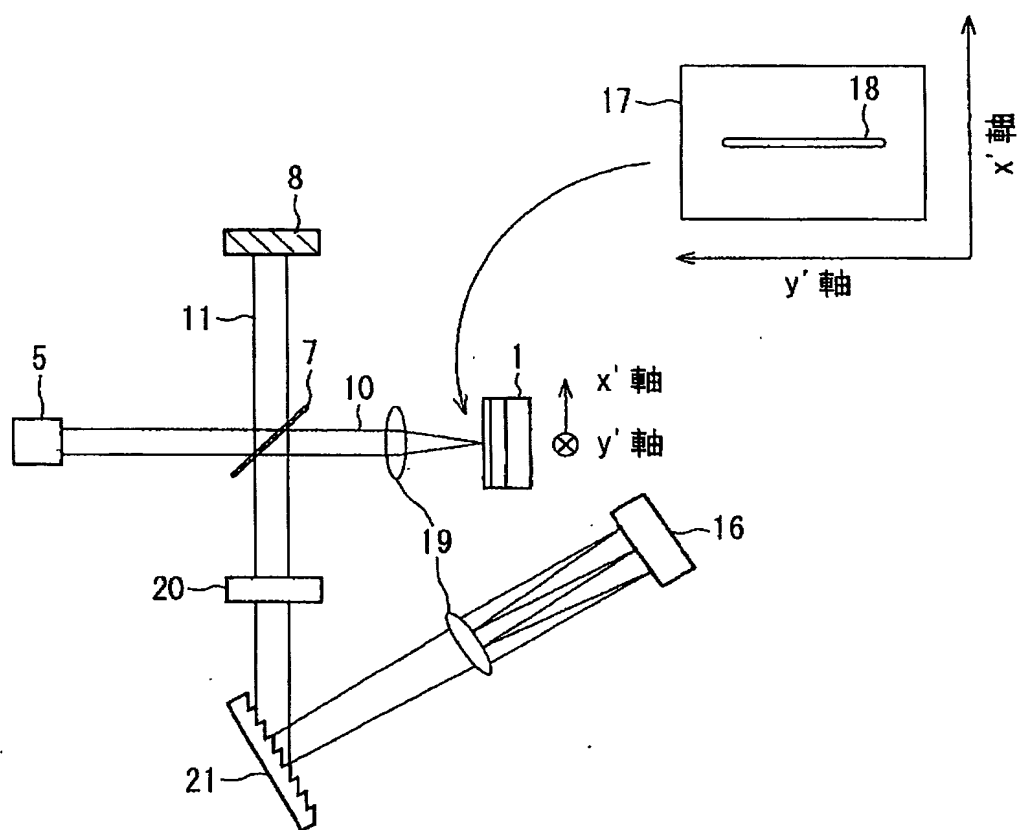
9/39

【図 9】



10/39

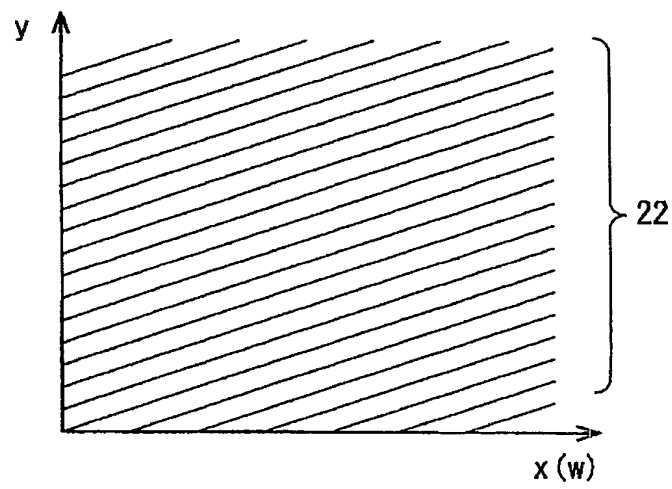
【図 10】



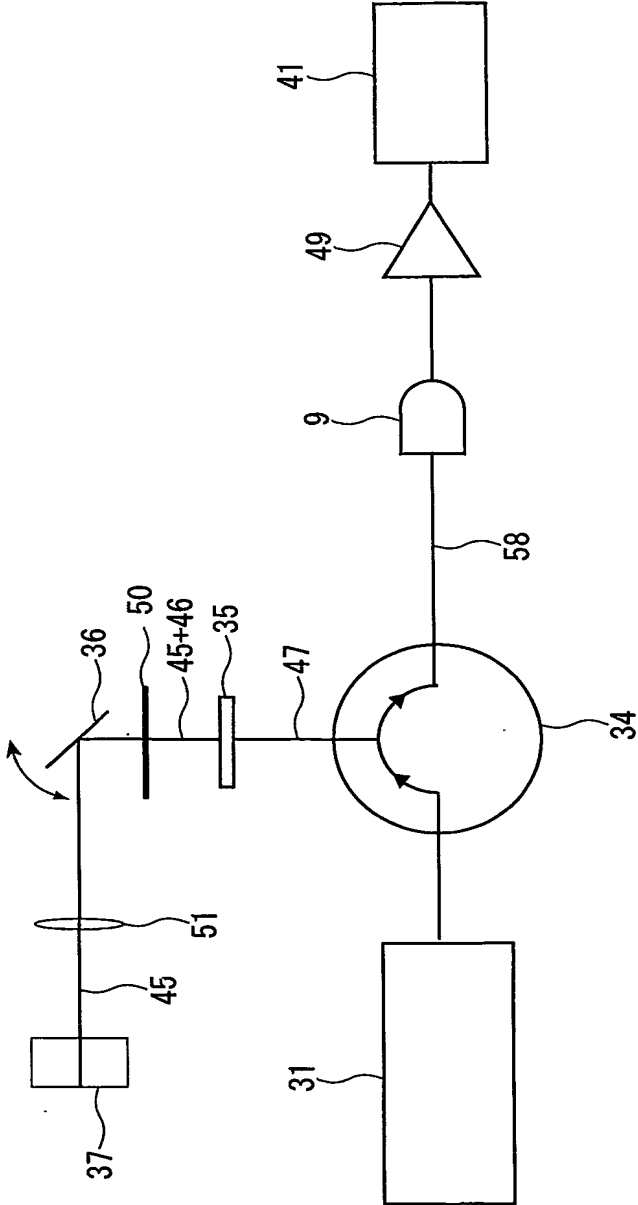


$\frac{11}{39}$ 

【図 1 1】

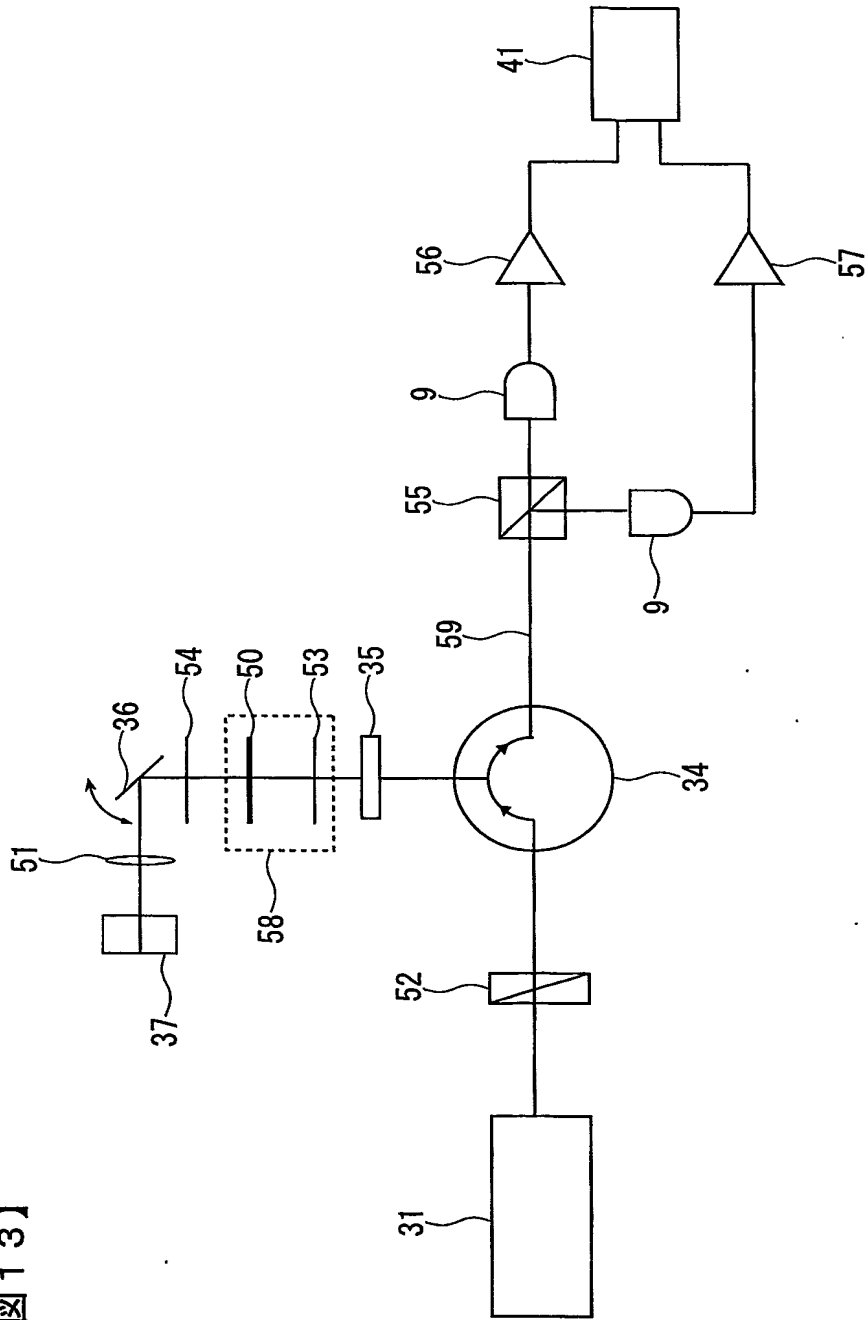


【図12】

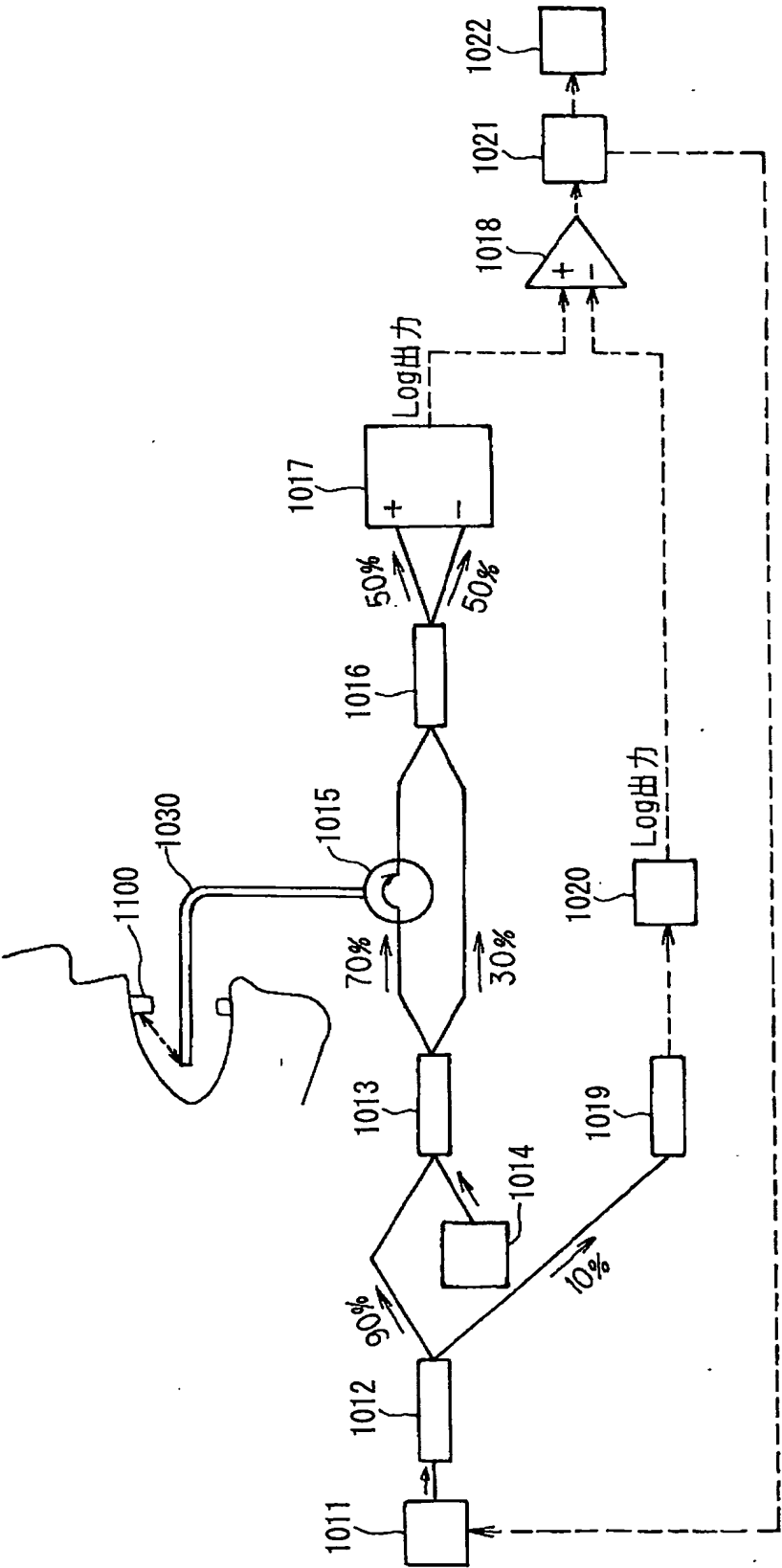


12/39

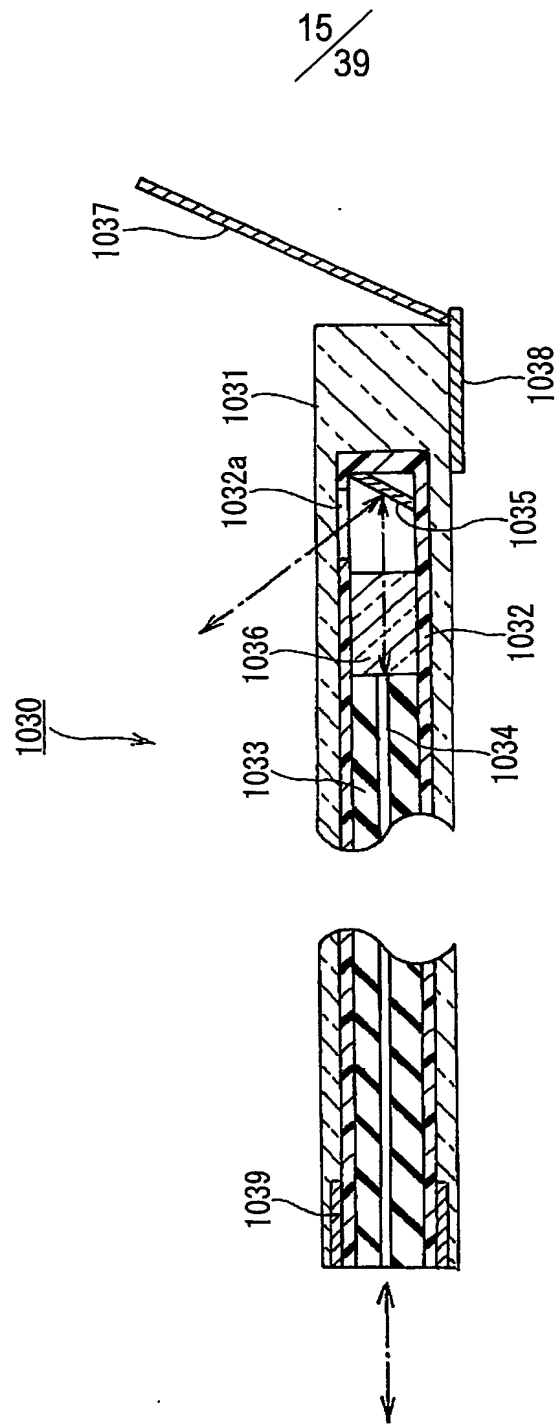
【図 13】



【図 14】

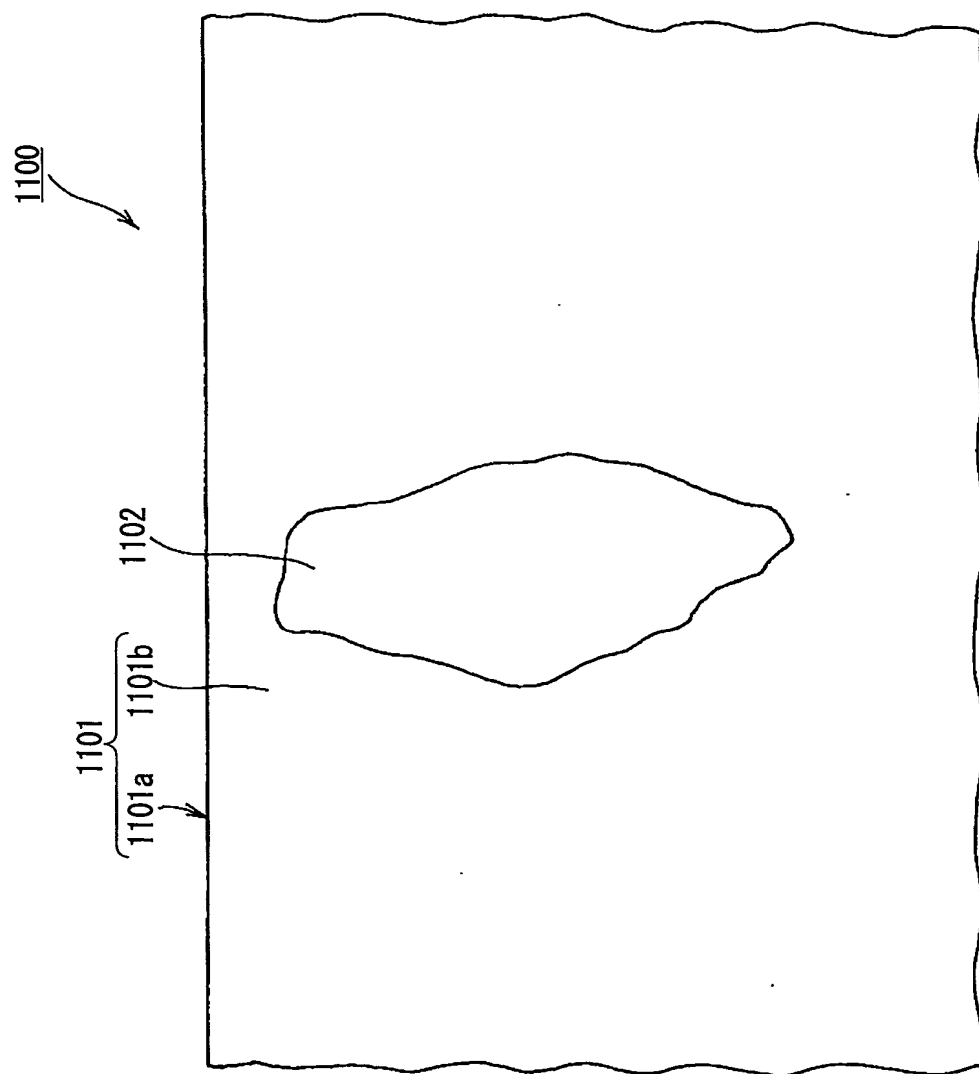


【図 15】



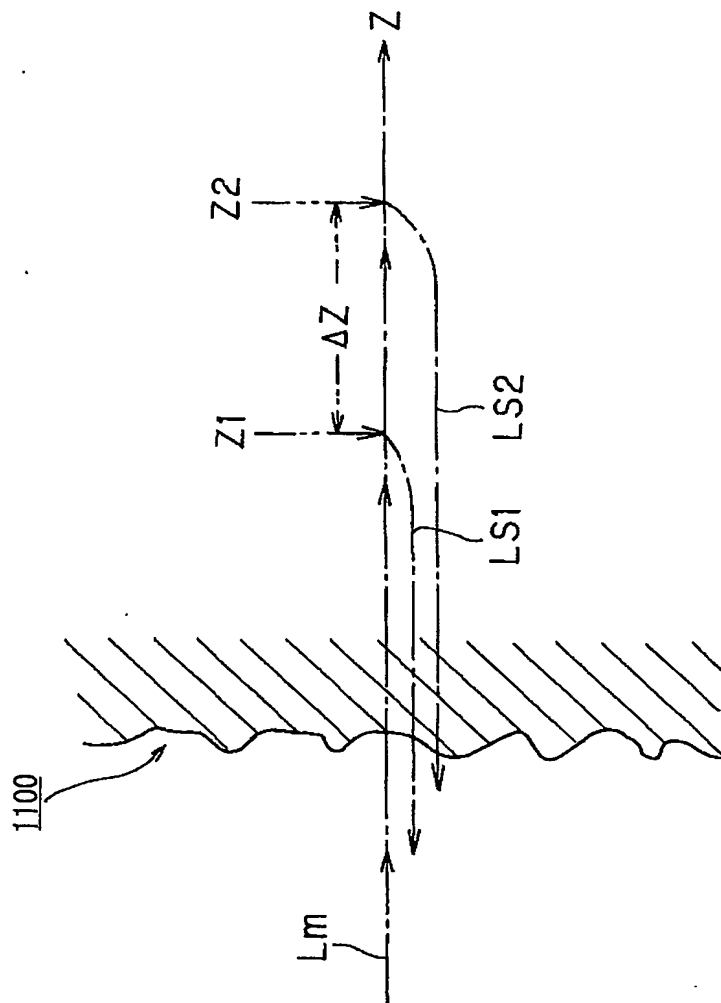
16/39

【図16】



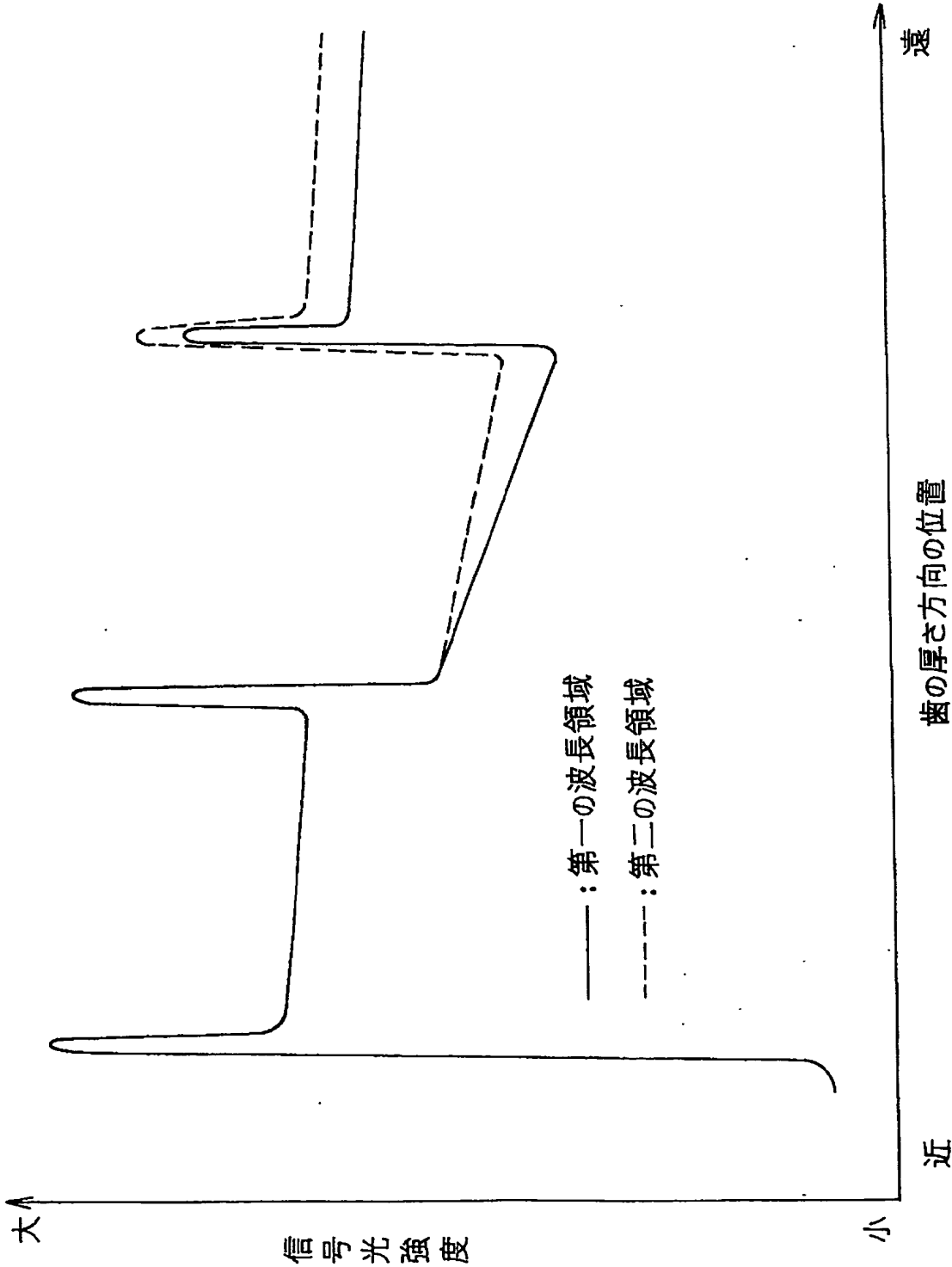
17  
39

【図17】



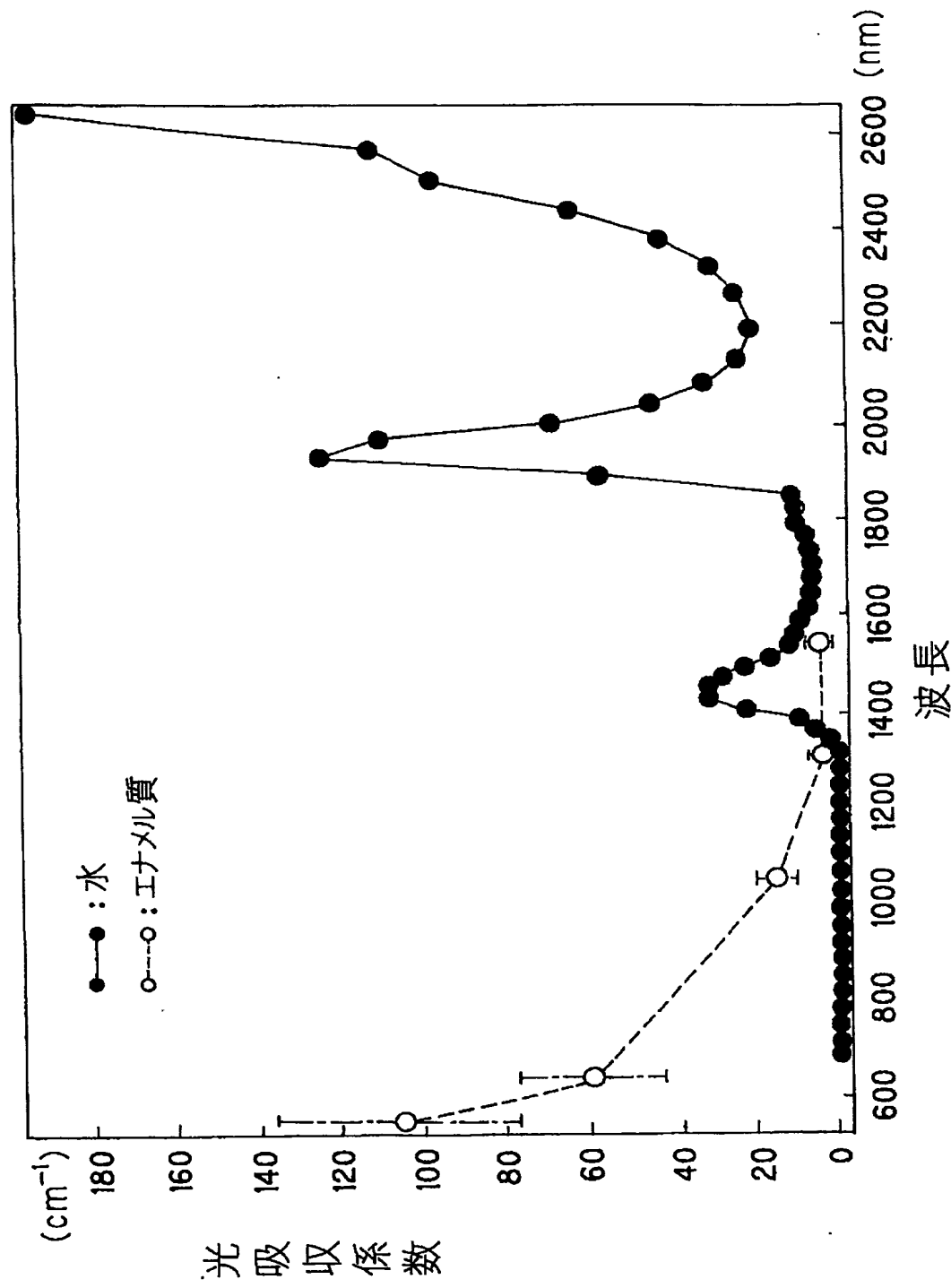
18 / 39

【図18】

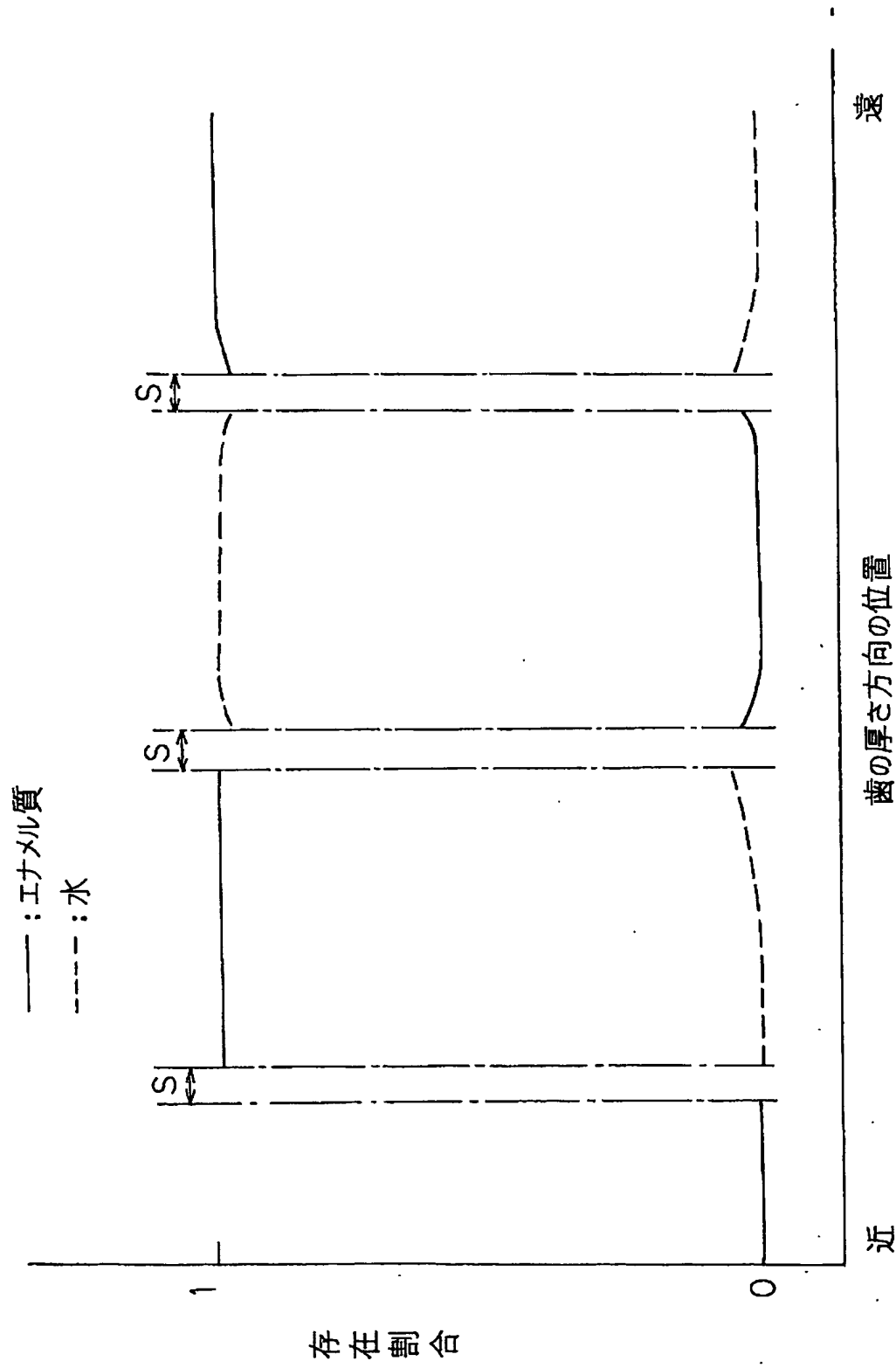




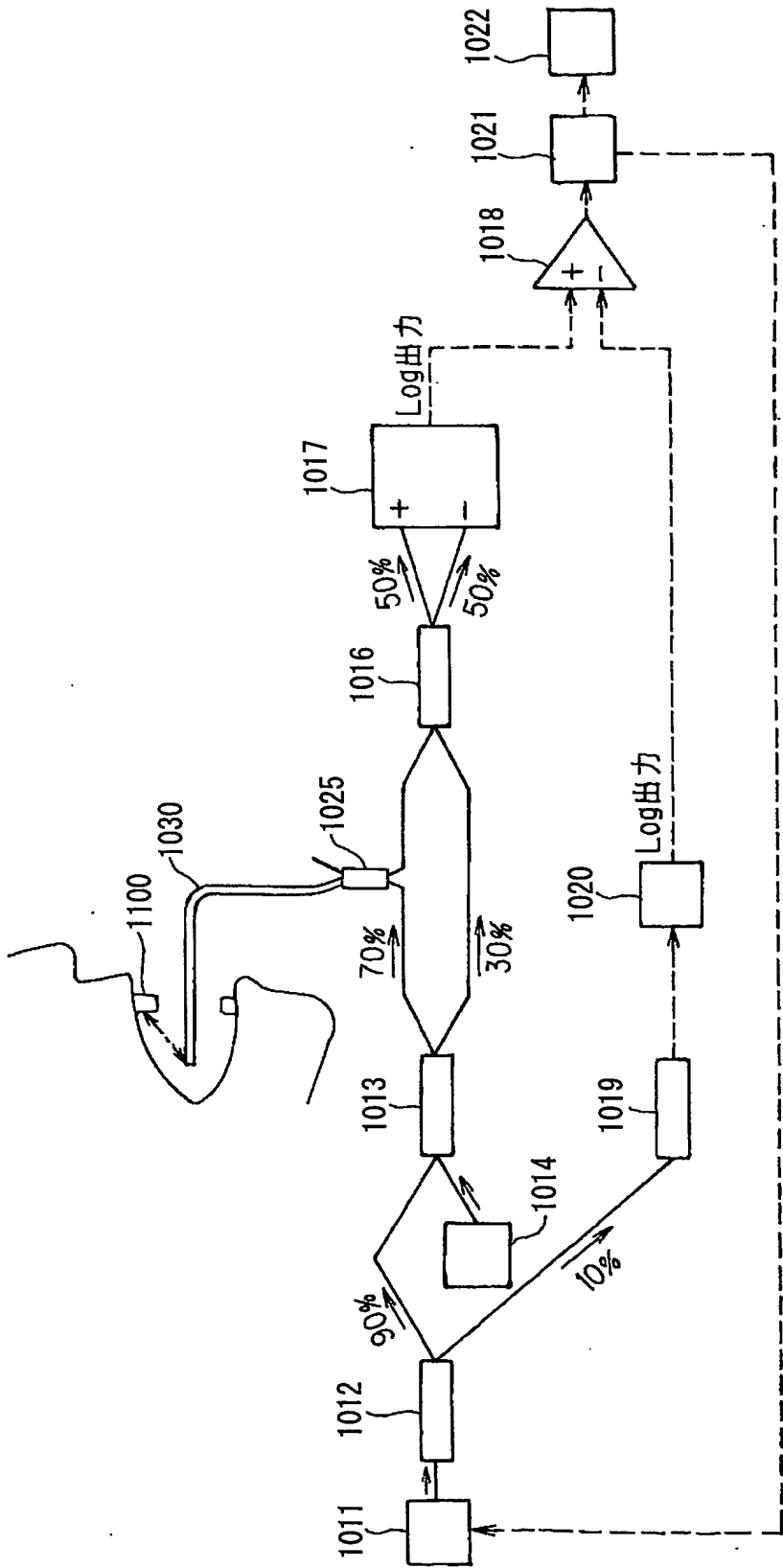
【図19】



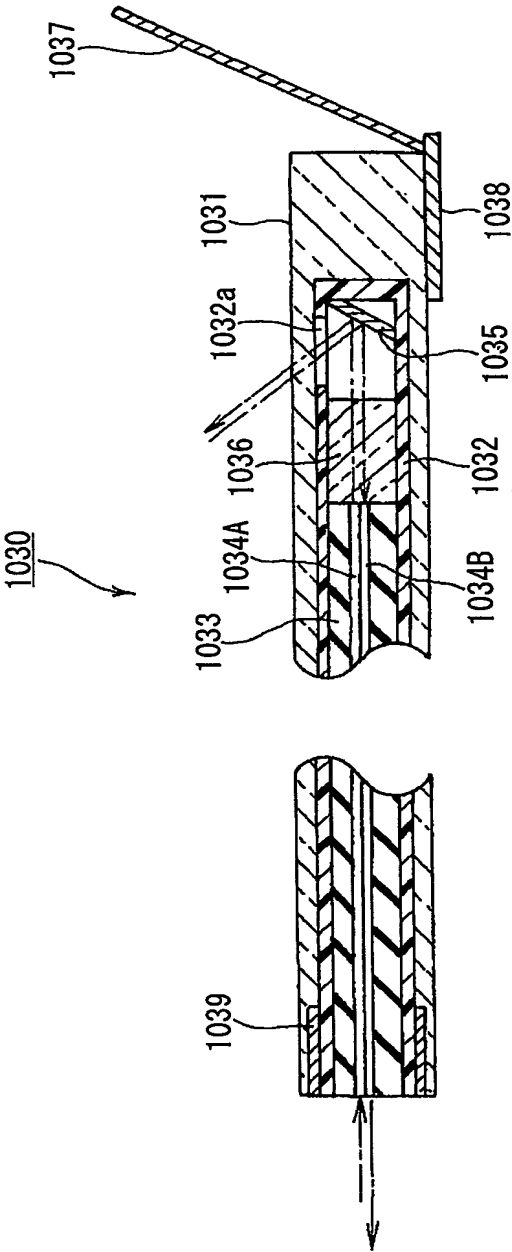
【図20】



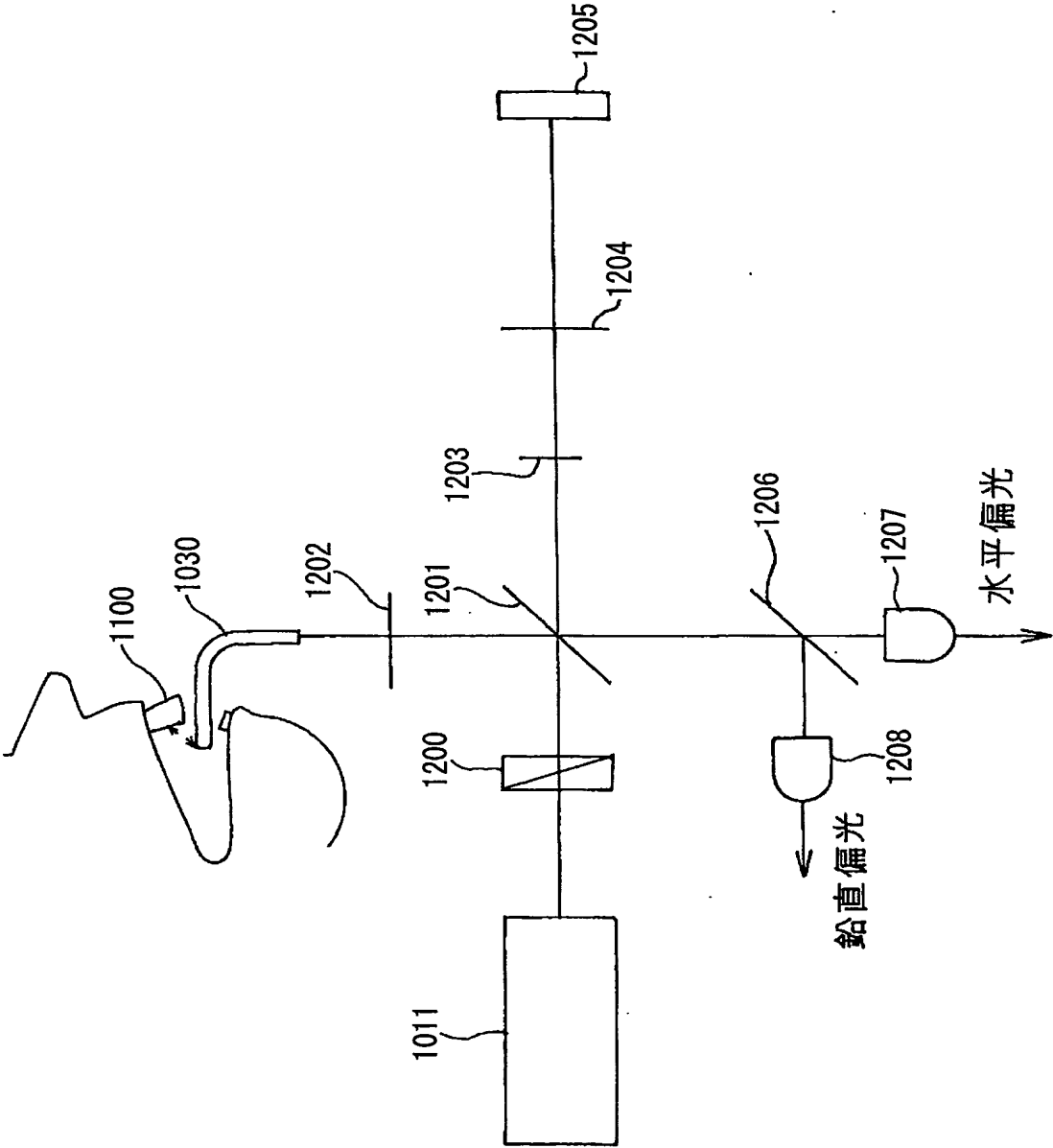
【図 21】



【図22】

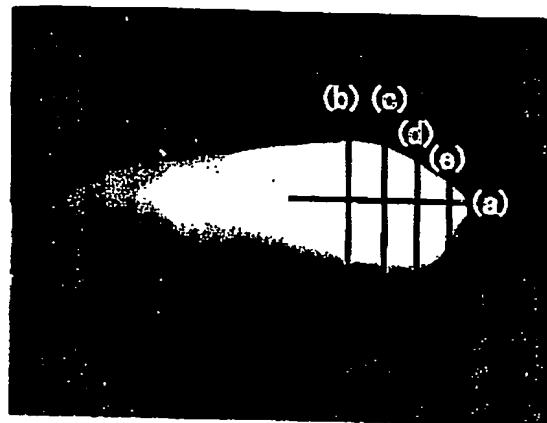


【図23】

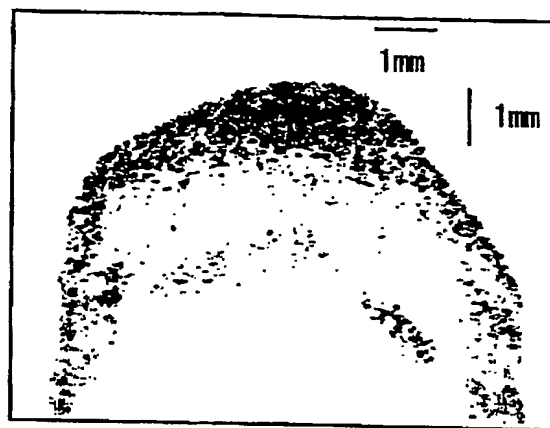


24 / 39

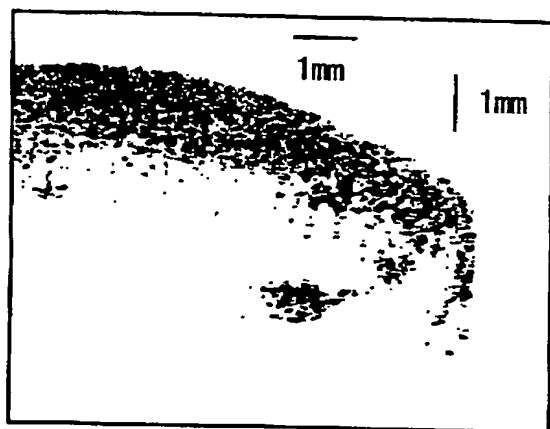
【図 2 4】



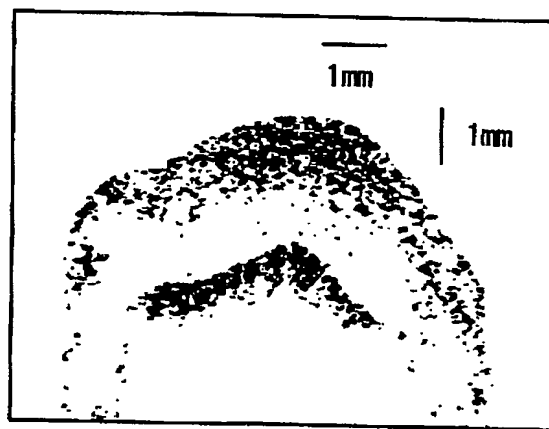
(P)



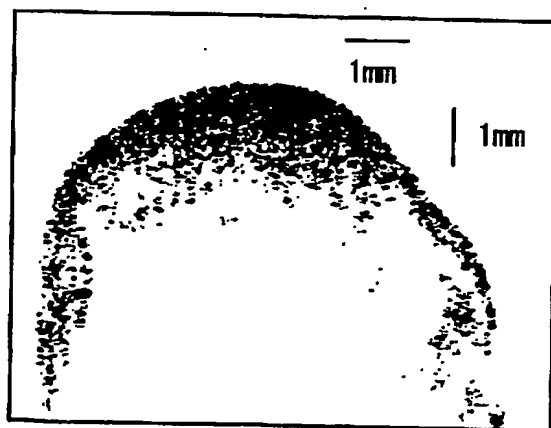
(C)



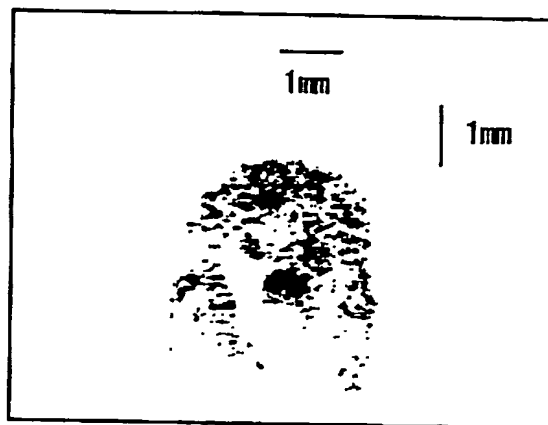
(A)



(D)



(B)

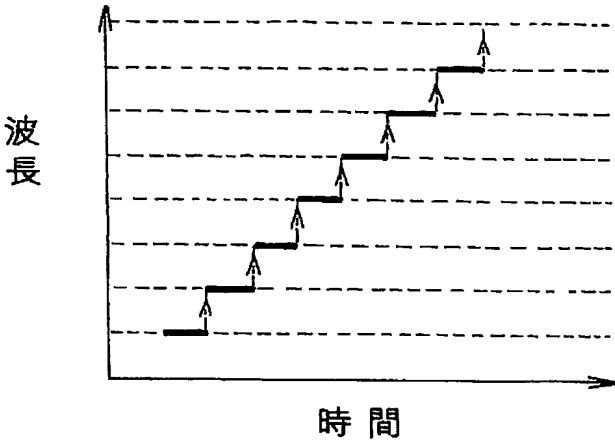


(E)

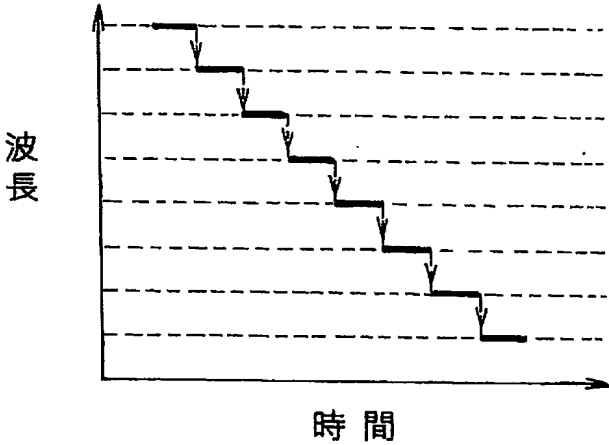
25/39

【図 2 5】

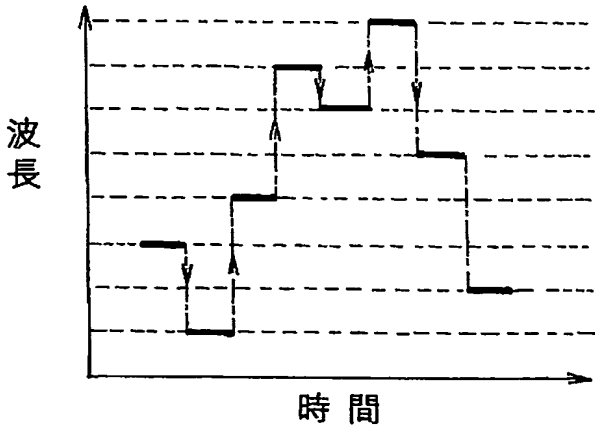
(a)



(b)

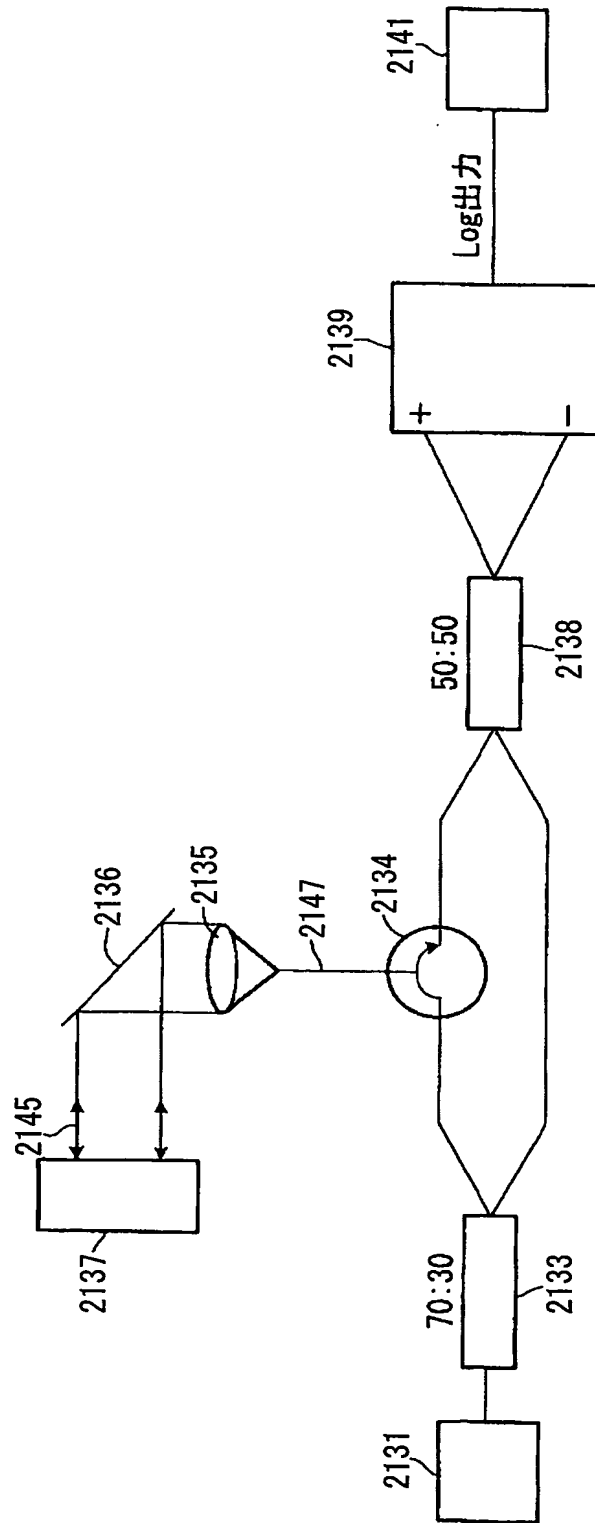


(c)



26/39

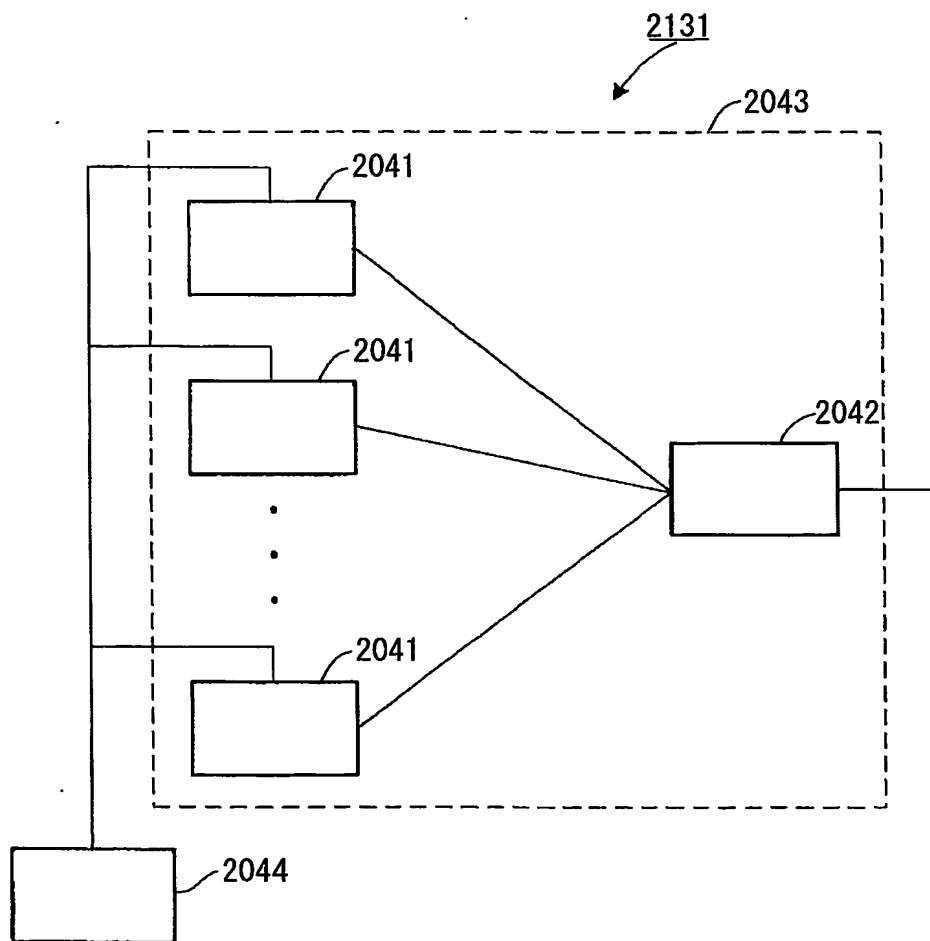
【図26】





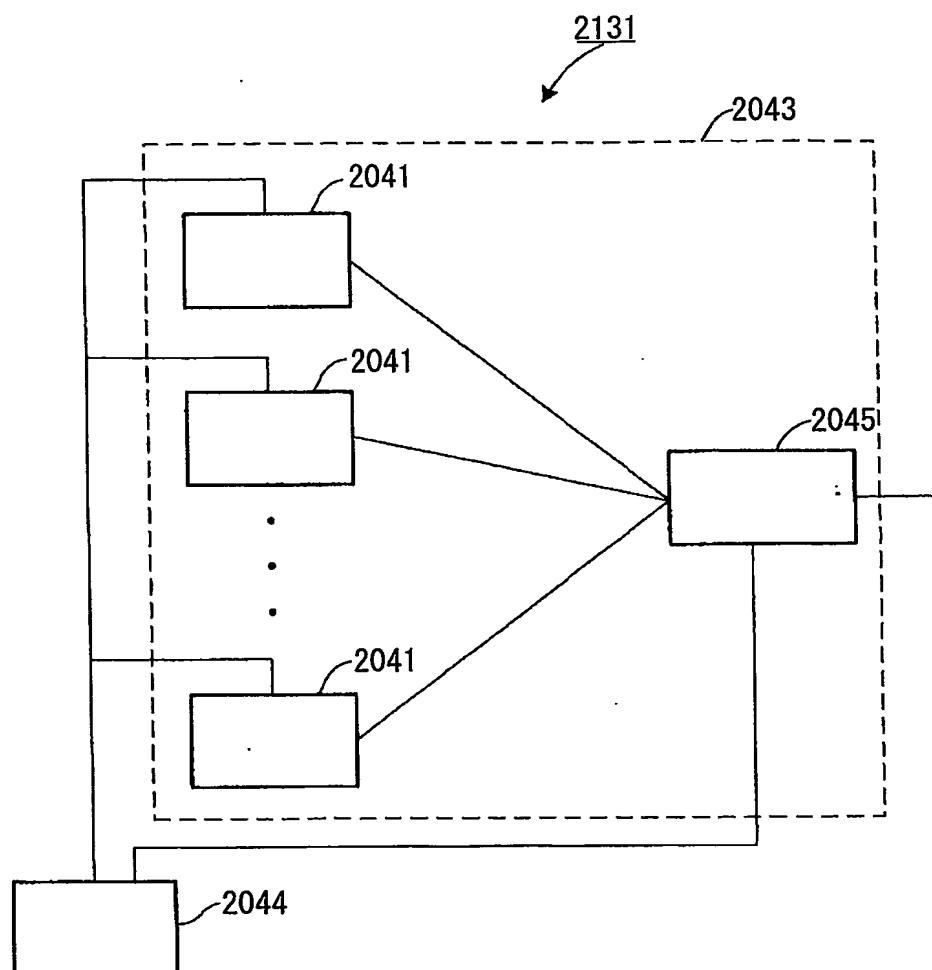
27/  
39

【図 27】



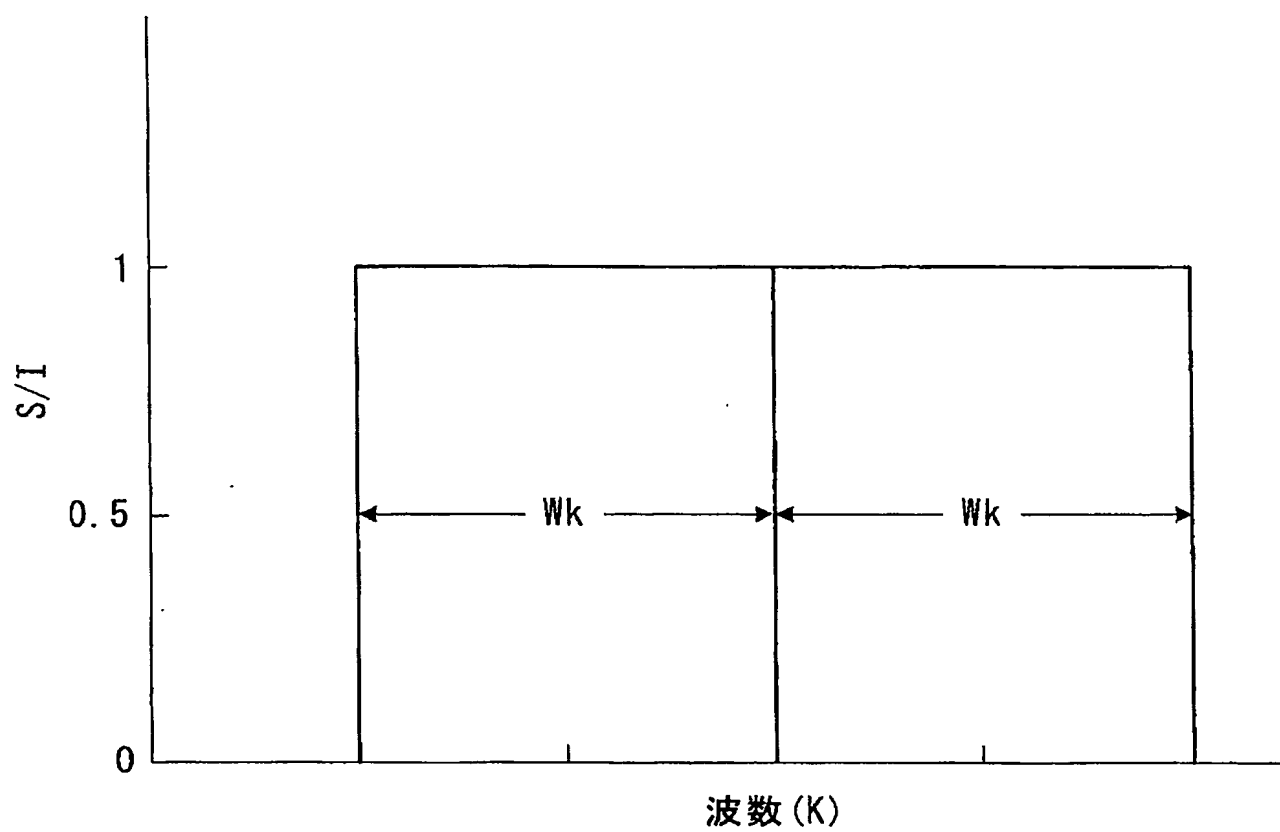
28/  
39

【図 28】



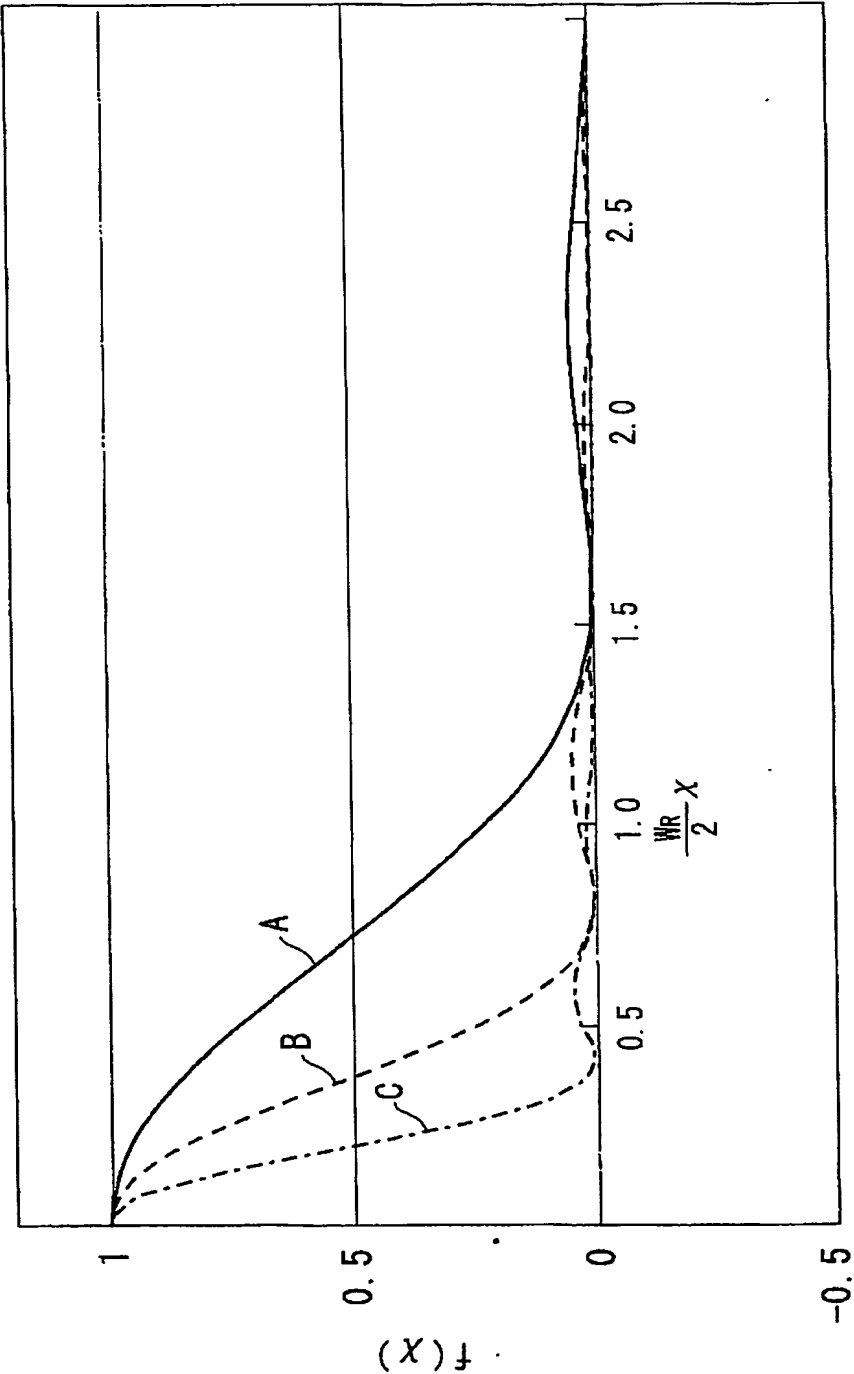
$\frac{29}{39}$ 

【図 29】



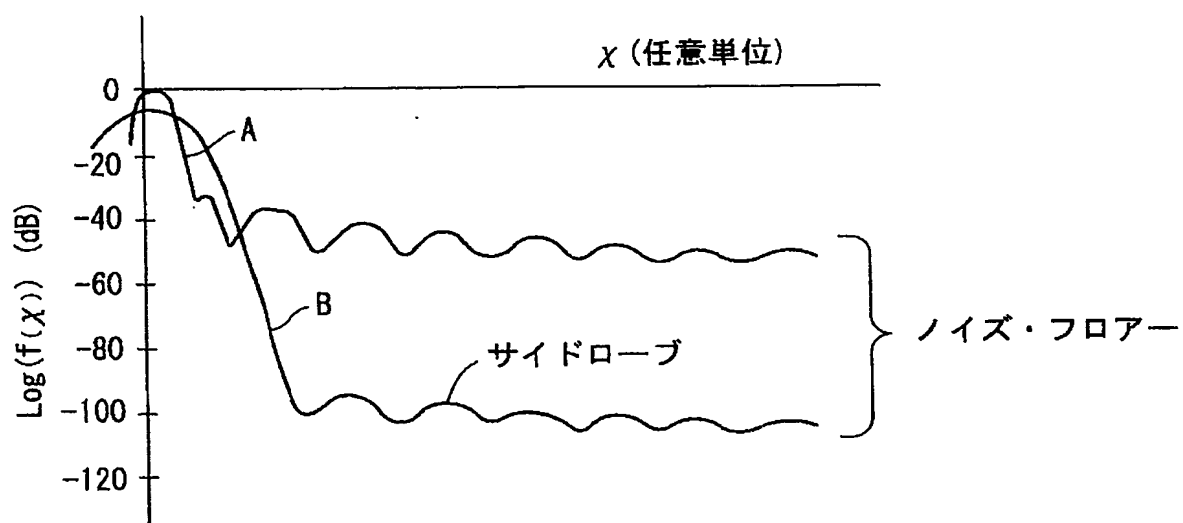
30 / 39

【図30】



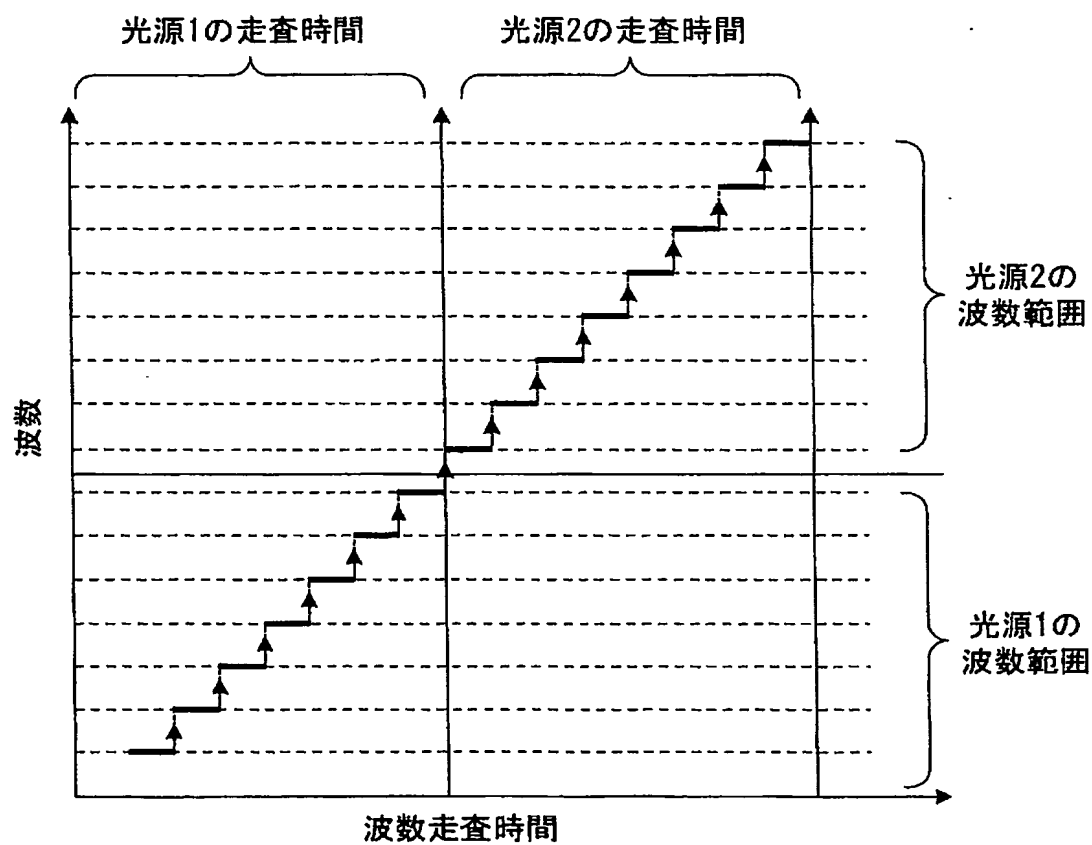
31/39

【図 3 1】



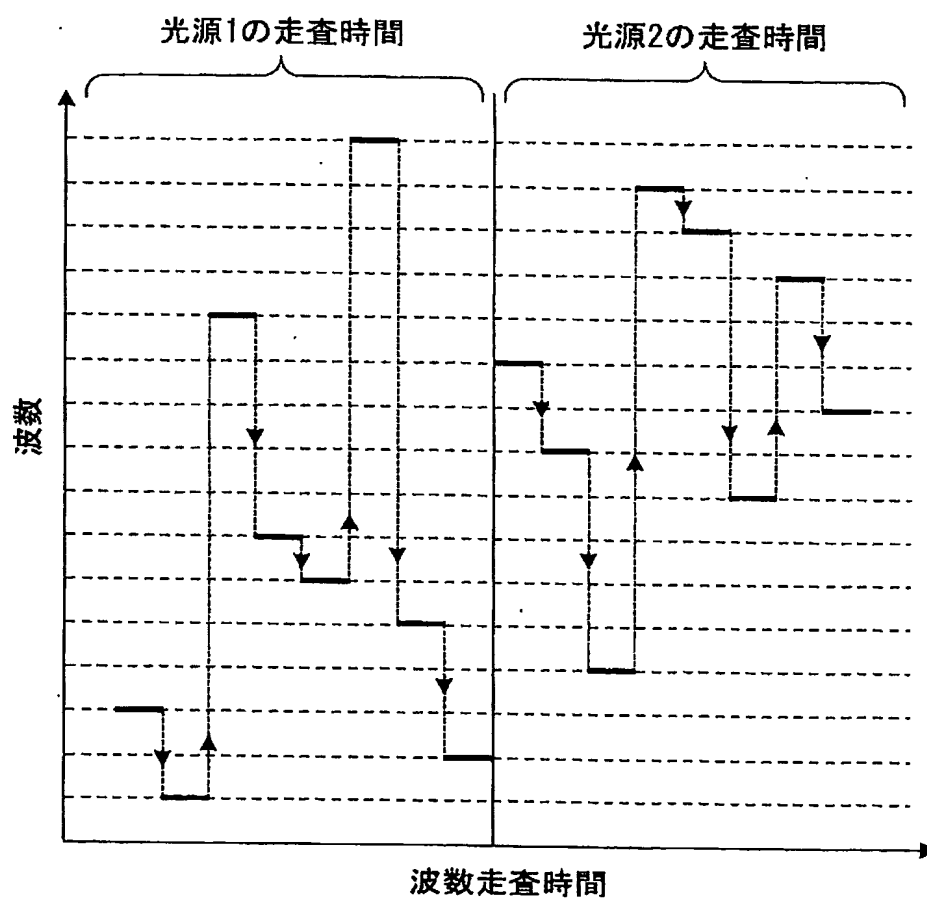
$\frac{32}{39}$ 

【図 3 2】



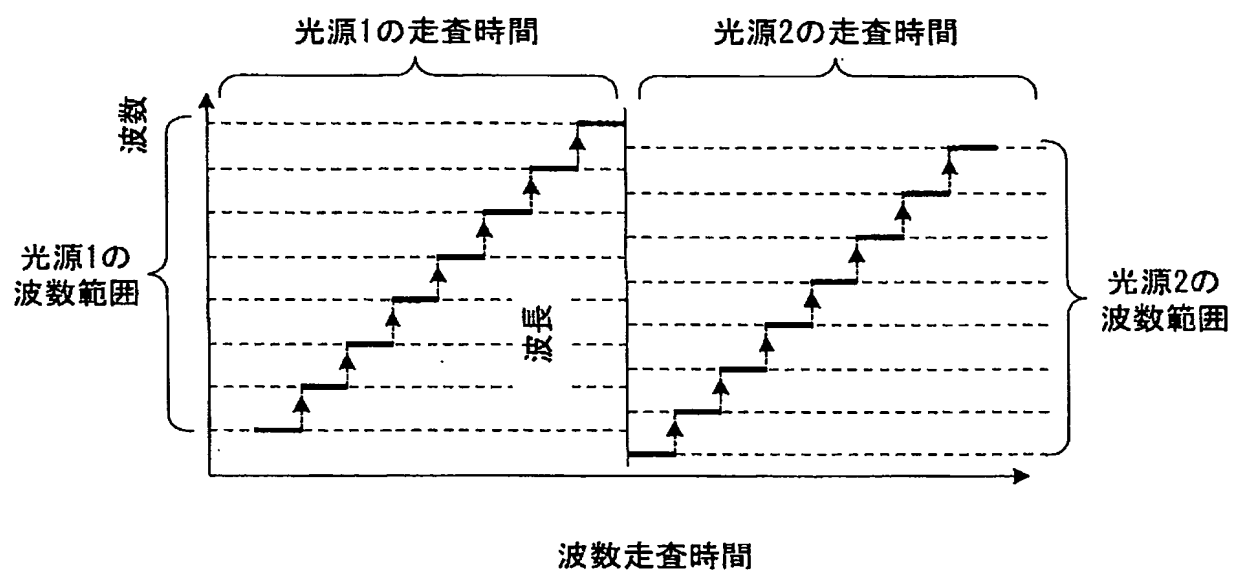
33/  
39

【図 3 3】



34  
39

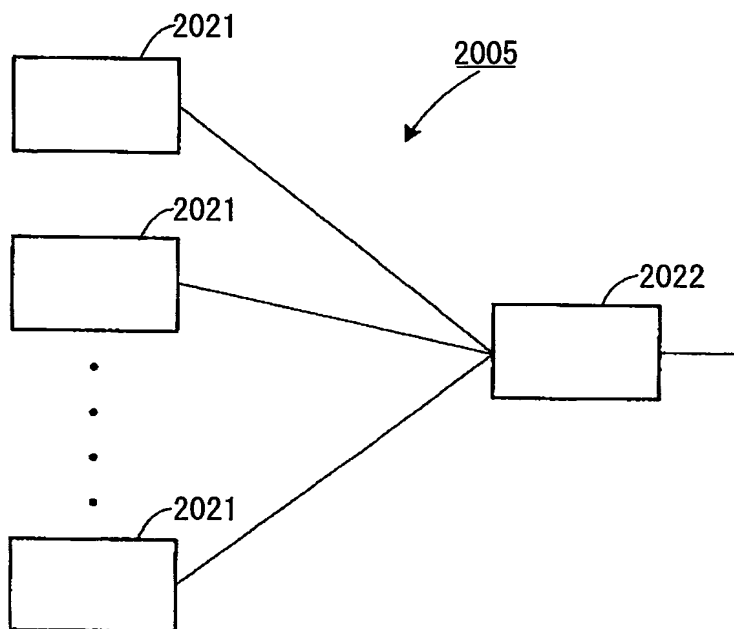
【図 3 4】





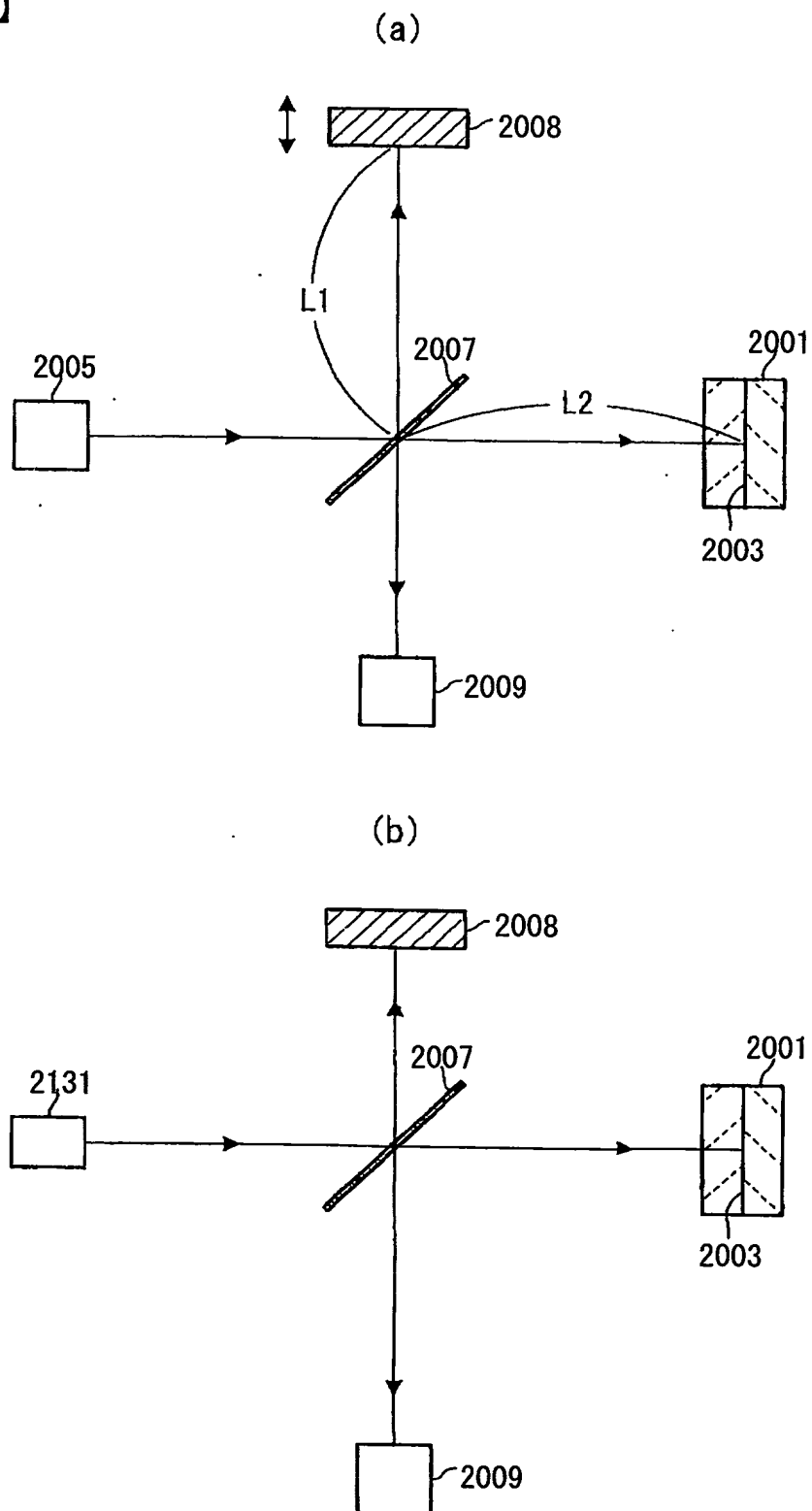
35/  
39

【図 35】



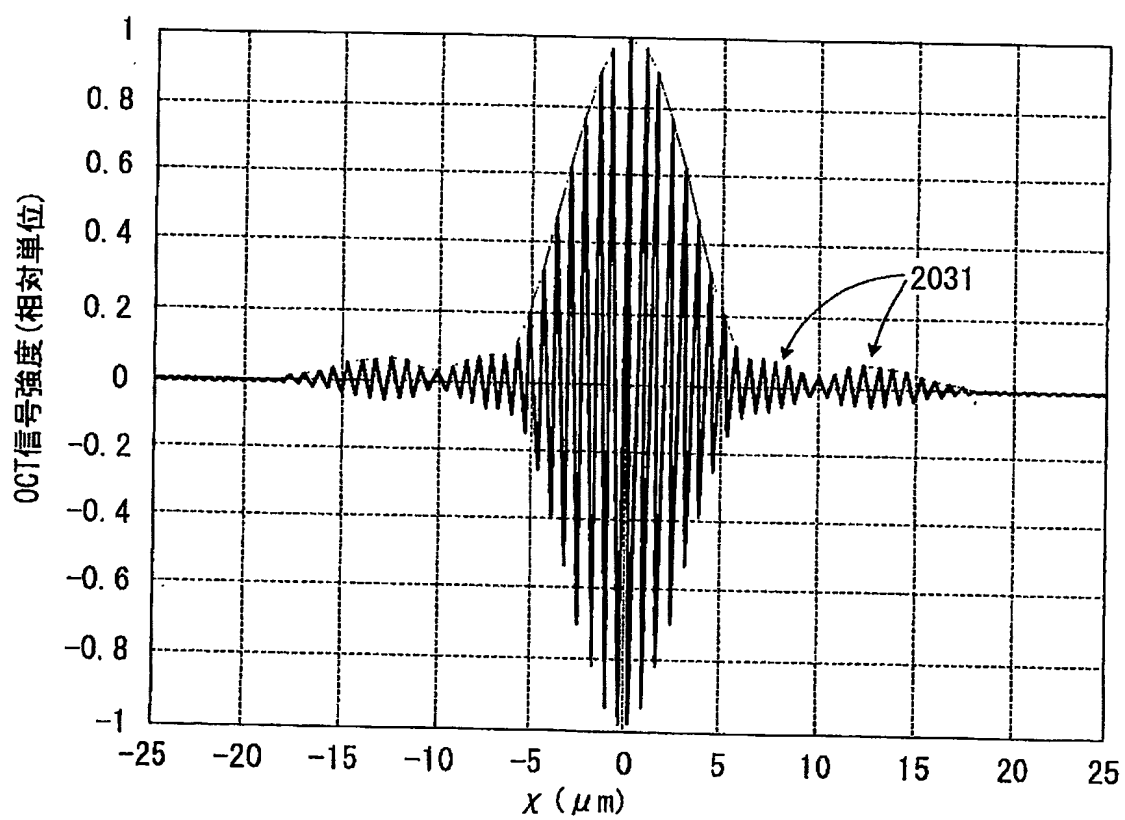
36/39

【図 36】



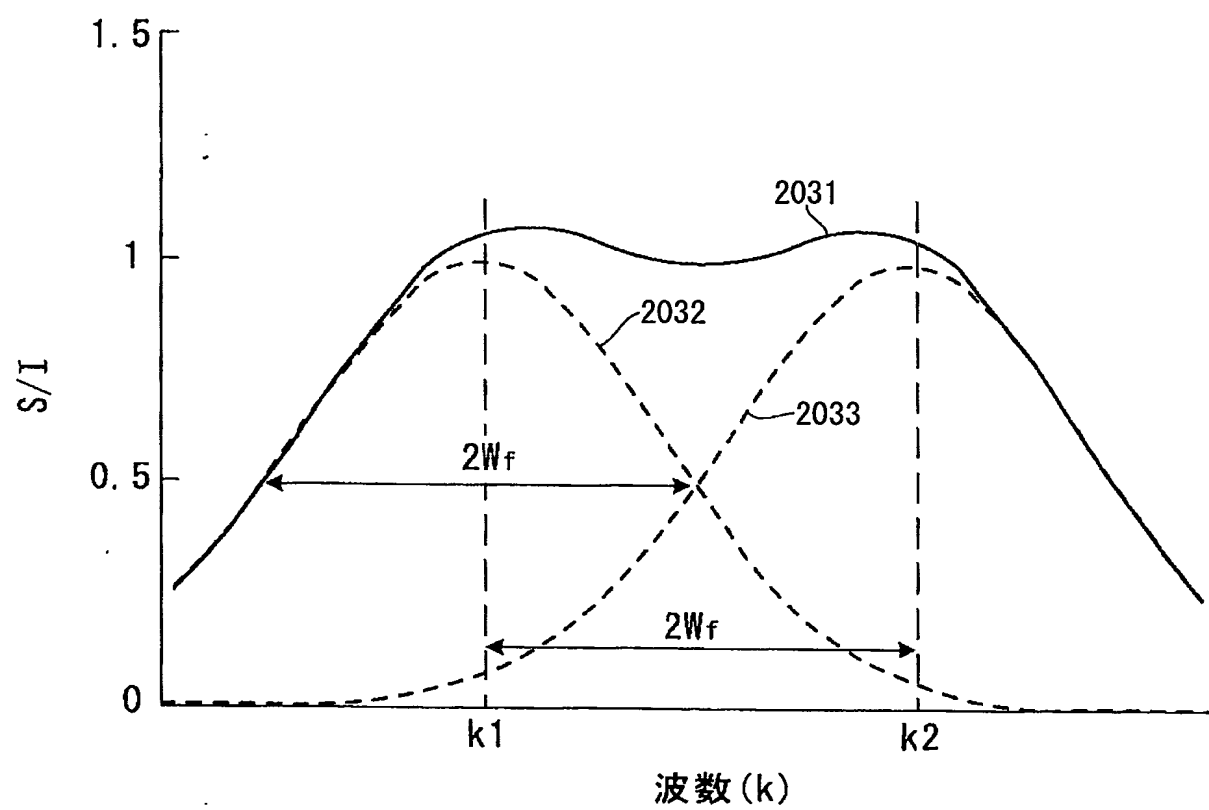
37/  
39

【図 37】

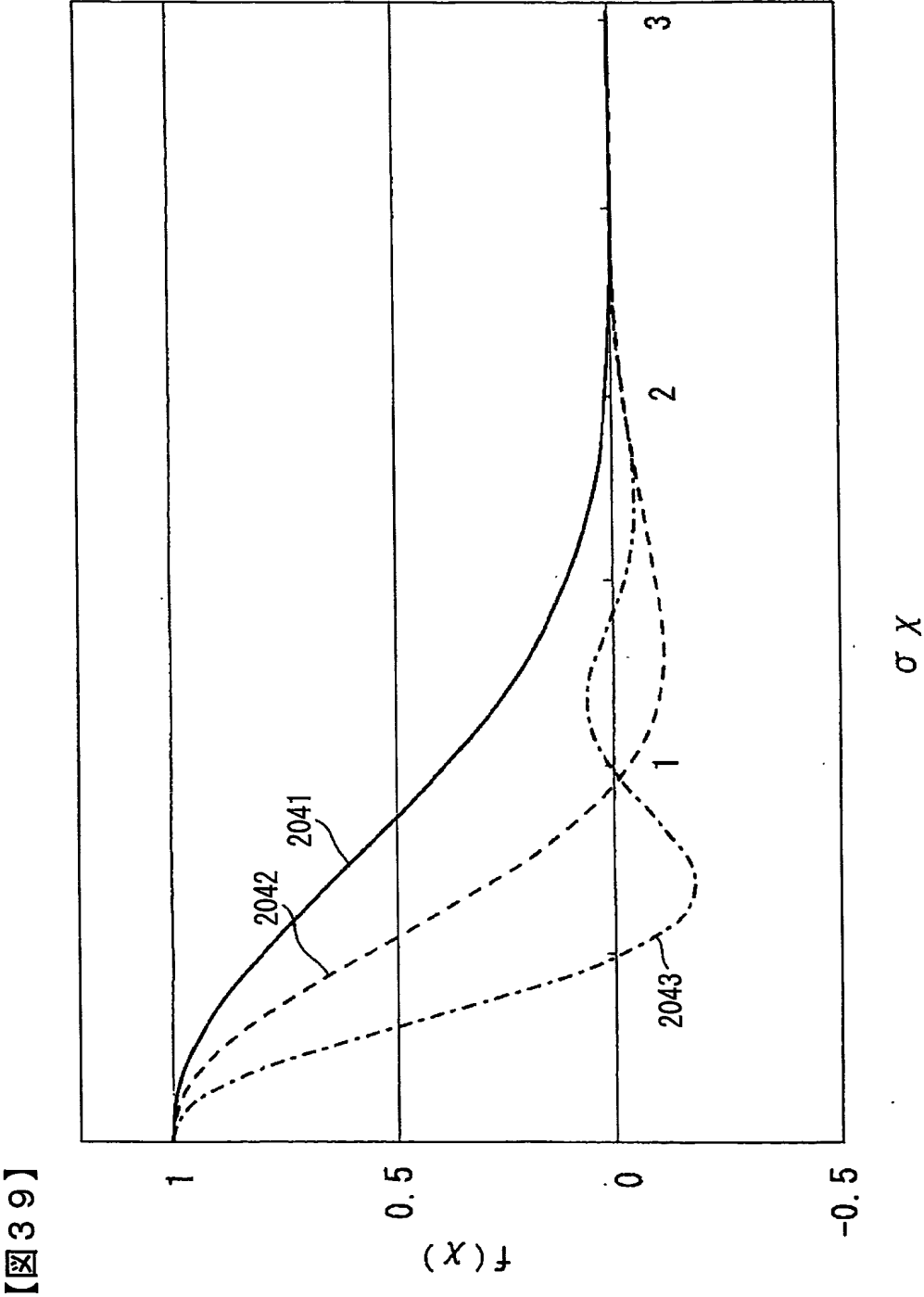


38/39

【図 38】



39/39



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/014302

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl<sup>7</sup> G01N21/17

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
Int.Cl<sup>7</sup> G01N21/17, A61B1/24, A61B10/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched  
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004  
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)  
PATOLIS, JICST FILE (JOIS)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	ZUYUAN He and Kazuo Hotate, "Synthesized optical coherence object by use of a stepwise frequency-modulated tunable laser diode", OPTICS LETTERS, Vol.24, No.21, 01 November, 1999 (01.11.99), pages 1502 to 1504	1-8, 10, 11, 13-17, 39
Y		9, 12, 18, 19, 21-38, 41-58
A		20, 59, 60
A	Noboru TAGUCHI et al., "Hacho Kahen Kotai Laser no Seitai Hikari Joho Sensing eno Oyo", The Review of Laser Engineering, Vol.23, No.10, 1995. 10 Gatsu, pages 864 to 873	1-20, 39
Y	JP 2000-342589 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 12 December, 2000 (12.12.00), Page 3, left column, lines 23 to 29; page 5, left column, lines 4 to 5 (Family: none)	9, 18

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search  
22 December, 2004 (22.12.04)

Date of mailing of the international search report  
18 January, 2005 (18.01.05)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/014302

## C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 11-150324 A (NEC Corp.), 02 June, 1999 (02.06.99), Page 2, left column, lines 7 to 9 (Family: none)	12
Y <u>A</u>	JP 2003-172690 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 20 June, 2003 (20.06.03), Page 4, left column, lines 24 to 28; Fig. 4 (Family: none)	19 <u>20</u>
Y	Daqing Piao et al., "Coherent artifacts in optical coherence tomography observation and cancellation", proceedings of the IEEE 27th Annual Northeast Bioengineering Conference, 2001, pages 53 to 54	21, 28, 29, 30, 33, 34
Y	Xiao-Jun Wang et al., "Characterization of dentin and enamel by use of optical coherence tomography", APPLIED OPTICS, Vol.38, No.10, 01 April, 1999 (01.04.99), pages 2092 to 2096	24, 25, 35, 36, 48
Y	JP 2-279129 A (Gualtiero Cozzi), 15 November, 1990 (15.11.90), Figs. 2, 4, 5 & EP 0389453 A1 & IT 1233267 B	37, 38
Y	JP 2001-289785 A (Zaidan Hojin Oyo Kogaku Kenkyusho), 19 October, 2001 (19.10.01), Par. No. [0015]; Figs. 2, 3 (Family: none)	41, 43, 45, 54
Y A	JP 63-044149 A (Hitachi, Ltd.), 25 February, 1988 (25.02.88), Page 4, upper right column, lines 15 to 20; Figs. 1, 3 & EP 0256474 A2 & US 4890925 A	56-58 59, 60

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2004/014302

**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 40  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:  
Claim 40 pertains to diagnostic methods to be practiced on the human body and thus relates to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions of Article 17(2)(a)(i) of the PCT and Rule 39.1(iv) of the Regulations under the PCT, to search.
2. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

See extra sheet.

1. ☒ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

**Remark on Protest**

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- ☒ No protest accompanied the payment of additional search fees.



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2004/014302

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet(2)

The technical feature common to the inventions of claims 1-20, 39, claims 21-38, and claims 41-60 is the use of a variable-wavelength light generator in which the wave number of light can be changed stepwise in light interference tomography.

However, the international search has revealed that this technical feature is not novel since it is disclosed in:

Document 1: ZUYUAN He and Kazuo Hotate, "Synthesized optical coherence object by use of a stepwise frequency-modulated tunable laser diode", OPTICS LETTERS, Vol. 24, No. 21, 01 November, 1999 (01.11.99), pages 1502 to 1504.

The technical feature common to the inventions of claims 21-26, claims 27-31, and claims 32-38 is that the object of measurement is a tooth in light interference tomography.

However, the international search has revealed that this technical feature is not novel since it is disclosed in:

Document 2: Noboru TAGUCHI et al., "Hacho Kahen Kotai Laser no Seitai Hikari Joho Sensing eno Oyo", The Review of Laser Engineering, Vol.23, No.10, 1995. 10 Gatsu, pages 871 to 872

Consequently, the above common technical features are not special technical features within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence, since they make no contribution over the prior art.

Therefore, there are no technical features common to all the inventions of claims 1-20, 39, claims 21-26, claims 27-31, claims 32-38, and claims 41-60.

Since there exist no other common technical features considered as special technical features within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence, no technical relationship among the different inventions within the meaning of PCT Rule 13 can be seen.

Consequently, the inventions of claims 1-20, 39, claims 21-26, claims 27-31, claims 32-38, and claims 41-60 do not satisfy the unity of invention.

## A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup> G01N21/17

## B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup> G01N21/17, A61B1/24, A61B10/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年  
 日本国公開実用新案公報 1971-2004年  
 日本国登録実用新案公報 1994-2004年  
 日本国実用新案登録公報 1996-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)  
 PATOLIS, JICSTファイル (JOIS)

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X <u>Y</u> A	ZUYUAN He and Kazuo Hotate, "Synthesized optical coherence object by use of a stepwise frequency-modulated tunable laser diode", OPTICS LETTERS, Vol. 24, No. 21, 1999. 11. 01, pp. 1502-1504	1-8, 10, 11, 13-17, 39 <u>9, 12, 18, 19,</u> <u>21-38, 41-58</u> 20, 59, 60

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの  
 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの  
 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)  
 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&amp;」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

22. 12. 2004

国際調査報告の発送日

18. 1. 2005

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)  
 郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

鈴木 俊光

2W

3311

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	田口昇他, “波長可変固体レーザーの生体光情報センシングへの応用”, レーザー研究, 第23巻, 第10号, 1995. 10月, pp. 864-873	1-20, 39
Y	JP 2000-342589 A (オリンパス光学工業株式会社), 2000. 12. 12, 第3頁左欄第23-29行, 第5頁左欄第4-5行 (ファミリーなし)	9, 18
Y	JP 11-150324 A (日本電気株式会社), 1999. 06. 02, 第2頁左欄第7-9行 (ファミリーなし)	12
Y A	JP 2003-172690 A (オリンパス光学工業株式会社), 2003. 06. 20, 第4頁左欄第24-28行, 第4図 (ファミリーなし)	19 20
Y	Daqing Piao, et. al, “Coherent artifacts in optical coherence tomography observation and cancellation”, proceedings of the IEEE 27th Annual Northeast Bioengineering Conference, 2001, pp. 53-54	21, 28, 29, 30, 33, 34
Y	Xiao-Jun Wang, et. al, “Characterization of dentin and enamel by use of optical coherence tomography”, APPLIED OPTICS, Vol. 38, No. 10, 1999. 04. 01, pp2092-2096	24, 25, 35, 36, 48
Y	JP 2-279129 A (グアルチエロ・コジイ) 1990. 11. 15, 第2図, 第4図, 第5図 & EP 0389453 A1 & IT 1233267 B	37, 38
Y	JP 2001-289785 A (財団法人応用光学研究所), 2001. 10. 19, 【0015】, 第2図, 第3図 (ファミリーなし)	41, 43, 45, 54
Y A	JP 63-044149 A (日立製作所株式会社), 1988. 02. 25, 第4頁右上欄第15-20行, 第1図, 第3図 & EP 0256474 A2 & US 4890925 A	56-58 59, 60

## 第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求の範囲 40 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、  
請求の範囲40は、人体の診断方法に関するものであって、PCT第17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1(iv)の規定により、この国際調査機関が国際調査を行うことを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求の範囲                      は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲                      は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

## 第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

別紙 (最終頁) を参照。

1. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。  
☒ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。

請求の範囲1-20, 39に係る発明、請求の範囲21-38に係る発明及び請求の範囲41-60に係る発明の共通事項は、光干渉トモグラフィにおいて、光の波数を階段状に切り替え可能な可変波長光発生装置が用いられる点である。

しかしながら、調査の結果、当該共通事項は、

文献1 ZUYUAN He and Kazuo Hotate,  
"Synthesized optical coherence  
object by use of a stepwise  
frequency-modulated tunable  
laser diode",  
OPTICS LETTERS, Vol. 24, No. 21,  
1999. 11. 01, pp. 1502-1504

に開示されているから、新規でないことが明らかとなった。

さらに、請求の範囲21-26に係る発明、請求の範囲27-31に係る発明及び請求の範囲32-38に係る発明の共通事項は、光干渉トモグラフィにおいて、測定対象が歯である点である。

しかしながら、調査の結果、当該共通事項は、

文献2 田口昇他, "波長可変固体レーザーの生体光情報センシングへの応用",  
レーザー研究, 第23巻, 第10号, 1995. 10月, pp. 871-872  
に開示されているから、新規でないことが明らかとなった。

結果として、前記各共通事項は先行技術の域を出ないから、PCT規則13.2の第2文の意味において、前記各共通事項は特別な技術的特徴ではない。

それ故、請求の範囲1-20, 39に係る発明、請求の範囲21-26に係る発明、請求の範囲27-31に係る発明、請求の範囲32-38に係る発明及び請求の範囲41-60に係る発明の全てに共通する事項はない。

PCT規則13.2の第2文の意味において特別な技術的特徴と考えられる他の共通事項は存在しないので、それらの相違する発明の間にPCT規則13の意味における技術的な関連を見いだすことはできない。

以上から、請求の範囲1-20, 39に係る発明、請求の範囲21-26に係る発明、請求の範囲27-31に係る発明、請求の範囲32-38に係る発明及び請求の範囲41-60に係る発明は、発明の単一性を満たしていないことが明らかである。

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☒ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**